



Facultad de Ingeniería

Ingeniería Electrónica

Tesis:

“Diseño e implementación de un prototipo  
de un sistema de entrenamiento en el uso  
y manejo de aceleradores lineales”

Jonathan Enciso Delgado

para optar el Título Profesional de  
Ingeniero Electrónico

Asesor: Ing. Juan Vega Martínez

Lima - Perú  
2019

# DEDICATORIA

*Dedico esta Tesis a mis padres y hermanos por su apoyo incondicional; y a mi esposa, Omayra, por su comprensión y aliento para continuar en los malos momentos.*

# **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar, agradezco a Dios por darme salud e inteligencia para terminar mi carrera y esta Tesis.

Agradezco a mis padres por su dedicación hacia mí; ellos son mi inspiración para seguir avanzando en la vida, gracias a ellos he podido estudiar la carrera que me gusta, Ingeniería Electrónica.

También agradezco a mi asesor de Tesis, Ing. Juan Vega Martínez, por su conocimiento, orientación y paciencia; su guía ha sido fundamental para terminar esta Tesis.

## RESUMEN

Los equipos modernos para el tratamiento de radioterapia externa se denominan acelerador lineal de electrones, estos equipos cuentan con sistemas electrónicos de seguridad en caso de falla de hardware y/o software, pero no hay un sistema de seguridad en caso de un error humano, por eso las personas que intervienen en el tratamiento de un paciente con un acelerador lineal de electrones deben estar debidamente capacitadas (médico oncólogo, físico médico y tecnólogo médico). El tecnólogo médico es el operador del acelerador lineal y responsable de administrarle radiación usando dicho equipo, un error de operación en el acelerador lineal terminaría afectando la salud del paciente; la agencia internacional de energía atómica (IAEA), contiene reportes de errores humanos en radioterapia que han causado la muerte de algunos pacientes.

El presente trabajo de Tesis está destinado a los estudiantes de medicina y tecnología médica, se basa en el desarrollo de un sistema de simulación para operar y programar un acelerador lineal de electrones, con este trabajo de Tesis los estudiantes podrán aprender la operación de un acelerador lineal reduciendo el temor de cometer un error que termine afectando la salud de una persona; de este modo se pretende dar una mejor enseñanza a los estudiantes de tecnología médica, y evitar posibles errores humanos con respecto a la operación cuando se está programando un acelerador lineal de electrones.

La realización de este sistema de simulación consta de 3 partes: el modelo a escala del acelerador lineal, el teclado dedicado y el programa de interfaz gráfica de usuario.

**Palabras claves:** Acelerador lineal, tecnólogo médico, radioterapia externa, controlador PID, encoder incremental, GUI, USB HID.

## **ABSTRACT**

Modern equipment for the treatment of external radiotherapy is called linear electron accelerator, these teams have electronic security systems in case of hardware and / or software failure, but there is no security system in case of personal error. That is why the people involved in the treatment of a patient with a linear electron accelerator must be trained (oncologist, medical physicist and medical technologist). The medical technologist is responsible for the handling of the transmission of this equipment, an error of operation in the linear accelerator that ended up affecting the health of the patient; The International Atomic Energy Agency (IAEA) contains reports of human errors in radiotherapy that have caused the death of some patients.

This Thesis work is aimed at students of medicine and medical technology, is based on the development of a simulation system to operate and program a linear electron accelerator, with this thesis work, students can learn the operation of a linear accelerator without the fear of making a mistake that ends up affecting the health of a person; In this way, better teaching to medical technology students can be done, and possible errors with respect to the operation can be avoided when programming a linear electron accelerator.

The realization of this simulation system consists of 3 parts: the scale model of the linear accelerator, the dedicated keyboard and the graphical user interface program.

**Key words:** Linear accelerator, medical technologist, external radiotherapy, PID controller, incremental encoder, GUI, USB HID.

## ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	iv
ABSTRACT .....	v
ÍNDICE GENERAL .....	vi
ÍNDICE DE TABLAS .....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
INTRODUCCIÓN .....	1
PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN .....	2
JUSTIFICACIÓN Y MOTIVACIÓN.....	3
ESTADO DEL ARTE.....	5
CAPITULO 1.....	7
FUNDAMENTO TEÓRICO .....	7
1.1 Radiación de rayos X .....	7
1.2 Radioterapia .....	7
1.2.1 Objetivos de la radioterapia.....	8
1.2.2 Tipos de radioterapia .....	8
1.3 Acelerador lineal de electrones .....	9
1.3.1 Funcionamiento .....	10
1.3.2 Partes de un acelerador lineal .....	11
1.4 Sistemas de control automático.....	13
1.4.1 Tipos de sistemas de control .....	13
1.4.2 Acciones de control .....	14

1.5 Puerto USB .....	19
1.5.1 Velocidad de transmisión .....	19
1.5.2 Tipos de transferencia .....	19
1.5.3 Topología del USB.....	20
1.6 Interfaz gráfica de usuario.....	21
1.7 Servomotor.....	22
1.7.1 Partes de un servomotor .....	22
1.8 Codificador fotoeléctrico .....	23
1.8.1 Tipos de codificador.....	23
CAPITULO 2.....	25
DISEÑO, SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SIMULACIÓN ELECTRÓNICA.....	25
2.1 Diagrama de bloques del sistema de entrenamiento .....	25
2.2 Diseño del sistema de entrenamiento.....	26
2.2.1 Diseño del teclado dedicado.....	27
2.2.2 Diseño de la interfaz gráfica.....	33
2.2.3 Diseño del acelerador lineal a escala.....	35
2.3 Etapa de simulación .....	55
2.3.1 Simulación del teclado dedicado.....	55
2.3.2 Simulación del controlador .....	58
2.4 Etapa de Implementación.....	61
2.4.1 Implementación del teclado dedicado .....	61
2.4.1 Implementación de la interfaz gráfica.....	64
2.4.3 Implementación del acelerador lineal.....	69

CAPITULO 3.....	75
RESULTADOS.....	75
3.1 Perturbación en el servomotor .....	75
3.2 Pruebas con carga.....	77
RECOMENDACIONES TÉCNICAS .....	81
REFERENCIAS.....	82
ANEXOS .....	85
Anexo A: Esquema eléctrico del teclado dedicado.....	85
Anexo B: Diagrama de flujo del teclado dedicado .....	85
Anexo C: Códigos de escaneo para teclado USB – Microsoft .....	86
Anexo D: Esquema eléctrico del acelerador lineal .....	89
Anexo E: Diagrama de flujo del acelerador lineal .....	90
Anexo F: Requisitos y funciones del personal en radioterapia - OTAN.....	90
Anexo G: Datos obtenidos con la tarjeta de adquisición de datos .....	93
Anexo H: Datos del motor DC del proyecto del acelerador lineal .....	95
Anexo I: Especificaciones del motor de un acelerador lineal .....	97
Anexo J: Medidas de un acelerador lineal (600C/D).....	99



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Cantidad de botones en teclados matriciales.....	28
Tabla 2.2 Comparación entre microcontroladores .....	28
Tabla 2.3 Teclas del teclado dedicado y su representación en teclado de PC. .	31
Tabla 2.4 Códigos de las teclas para teclado USB.....	33
Tabla 2.5 Comparación entre microcontroladores .....	36
Tabla 2.6 Comparación entre potenciómetro y codificador rotatorio. ....	37
Tabla 2.7 Diferencia entre software y mecánicamente. ....	61

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Longitudes de onda.....	7
Figura 1.2 Material radiactivo usado para braquiterapia. ....	8
Figura 1.3 Tratamiento en radioterapia externa. ....	9
Figura 1.4 Funcionamiento interno de un LINAC. ....	11
Figura 1.5 Partes de un LINAC en el bunker (vista desde arriba). ....	12
Figura 1.6 Partes de un LINAC en el bunker (vista de costado).....	12
Figura 1.7 Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo abierto. ....	13
Figura 1.8 Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo cerrado .....	14
Figura 1.9 Salida del control On Off.....	14
Figura 1.10 Diagrama de bloques de un control proporcional.....	15
Figura 1.11 Diagrama de bloques de un controlador PI.....	16
Figura 1.12 Respuesta de un controlador PI. ....	16
Figura 1.13 Diagrama de bloques de un controlador PD. ....	17
Figura 1.14 Respuesta de un controlador PD.....	17
Figura 1.15 Diagrama de bloques de un controlador PID.....	18
Figura 1.16 Respuesta de un controlador PID. ....	18
Figura 1.17 Pines de un conector USB. ....	20
Figura 1.18 Topología del bus USB.....	21
Figura 1.19 El S.O. Window: ejemplo de una GUI. ....	22
Figura 1.20 Diagrama de bloques de un servomotor. ....	23
Figura 1.21 Señales del canal A y B del codificador. ....	24
Figura 2.1 Sistema de entrenamiento en un acelerador lineal.....	25

Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de entrenamiento.....	26
Figura 2.3 Teclado dedicado.....	27
Figura 2.4 Los grupos de teclas en el teclado dedicado.....	27
Figura 2.5 Diagrama del teclado matricial y las demás teclas.....	29
Figura 2.6 Comunicación entre teclado dedicado e interfaz gráfica.....	30
Figura 2.7 Teclas designadas para el teclado dedicado.....	30
Figura 2.8 Diagrama de flujo de la programación del teclado dedicado.....	32
Figura 2.9 Pantalla del modo clínico de un LINAC.....	34
Figura 2.10 Comunicación entre teclado dedicado, interfaz gráfica y acelerador lineal.....	35
Figura 2.11 Acelerador lineal.....	36
Figura 2.12 Potenciómetro y codificador rotatorio como sensor de posición...	37
Figura 2.13 Diagrama del servomotor DC de 1RPM.....	38
Figura 2.14 Diagrama de flujo de la lectura de pulsos codificador rotatorio....	39
Figura 2.15 Señales de un codificador rotatorio de 360 PPR a una velocidad de 1RPM.....	40
Figura 2.16 Diagrama de flujo de la interrupción por Timer1.....	41
Figura 2.17 Diagrama de flujo de la interrupción por puerto serial.....	41
Figura 2.18 Programa principal del microcontrolador.....	42
Figura 2.19 Esquema eléctrico del LINAC.....	43
Figura 2.20 Diagrama de bloques de todo el sistema.....	43
Figura 2.21 Esquema electromecánico de un motor DC.....	44
Figura 2.22 Gráfica de los pulsos del encoder.....	46
Figura 2.23 Valores obtenidos de $k_p$ , $t_{p1}$ y $t_{p2}$ .....	47
Figura 2.24 PID Tuner con control proporcional.....	48

Figura 2.25 PID Tuner con control proporcional integral.....	48
Figura 2.26 PID Tuner con control PID.....	48
Figura 2.27 Medidas del gantry del LINAC. ....	49
Figura 2.28 Función de transferencia de un LINAC.....	51
Figura 2.29 Sistema de control de un LINAC.....	51
Figura 2.30 Respuesta usando control PID.....	54
Figura 2.31 Gráfica de la corriente .....	54
Figura 2.32 Gráfica con el método de Tustin.....	55
Figura 2.33 Esquema eléctrico del teclado matricial. ....	56
Figura 2.34 Esquema eléctrico del teclado dedicado.....	56
Figura 2.35 Librerías y driver propias del CCS compiler.....	57
Figura 2.36 Parte del programa del microcontrolador. ....	57
Figura 2.37 Código de envío por el USB con el CCS Compiler.....	58
Figura 2.38 Gráfica de Posición VS Tiempo con control proporcional.....	59
Figura 2.39 Gráfica de Posición VS Tiempo con control PI.....	59
Figura 2.40 Gráfica de Posición VS Tiempo con PID.....	60
Figura 2.41 División de las teclas en grupos.....	61
Figura 2.42 Teclado dedicado del sistema de entrenamiento. ....	63
Figura 2.43 Tarjeta electrónica principal del teclado dedicado. ....	64
Figura 2.44 Ventana inicial de la interfaz gráfica creada.....	65
Figura 2.45 Ventana para el inicio de la programación - modo clínico.....	66
Figura 2.46 Cuadro de valores con respecto a la dosis. ....	66
Figura 2.47 Cuadro de información de posición de las diferentes partes de un LINAC. ....	67

Figura 2.48 Ventana de la interfaz gráfica de usuario cuando el paciente está en tratamiento. ....	68
Figura 2.49 Asignación de una posición una parte movable del LINAC. ....	68
Figura 2.50 Modulo CP2102. ....	69
Figura 2.51 Motor 12v con caja reductora de velocidad a 1RPM. ....	69
Figura 2.52 Unión por un eje entre el servomotor y el codificador. ....	70
Figura 2.53 Modelo a escala del LINAC. ....	70
Figura 2.54 Diagrama de las conexiones del LINAC. ....	71
Figura 2.55 Descripción de la tarjeta electrónica del LINAC. ....	71
Figura 2.56 Sistema de entrenamiento de un LINAC. ....	72
Figura 2.57 Sistema de entrenamiento de un LINAC (vista superior). ....	72
Figura 2.58 Calibración del acelerador lineal del sistema de simulación. ....	73
Figura 3.1 Pulsos del codificador. ....	75
Figura 3.2 Perturbación en el servomotor de 1RPM. ....	76
Figura 3.3 Perturbación en el servomotor de 1RPM. ....	76
Figura 3.4 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga. ....	77
Figura 3.5 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga. ....	78
Figura 3.6 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga. ....	78
Figura 3.7 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga. ....	79

## INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que consiste en el crecimiento desordenado de las células. Las células normales se dividen y mueren en un determinado tiempo, pero las células cancerígenas se dividen rápidamente y no mueren. Para el tratamiento del cáncer se destacan 2 tipos de tratamientos: la quimioterapia y la radioterapia; mientras la quimioterapia utiliza un conjunto de medicamentos; la radioterapia elimina las células cancerígenas mediante un equipo llamado acelerador lineal de electrones, este equipo genera un haz de rayos X que destruye las células cancerígenas debido a que son sensibles a la radiación, y no pueden regenerarse como las células normales.

Un acelerador lineal de electrones es un equipo médico que acelera los electrones a la velocidad de la luz para que choquen con un material pesado, y así generar rayos X. El manejo de un acelerador lineal se realiza mediante un teclado y un computador, el personal que lo opera debe estar debidamente capacitado.

Las universidades no tienen un acelerador lineal, ni un equipo similar para enseñar a sus estudiantes acerca del manejo de estos equipos, los estudiantes solo tienen acceso a un acelerador lineal mediante convenios con las clínicas privadas, pero solo pueden observar mientras el tecnólogo médico maneja el acelerador lineal; por eso el objetivo principal de esta Tesis es desarrollar un sistema de entrenamiento en el uso y manejo de aceleradores lineales para estudiantes relacionados a estos equipos.

En el capítulo 1 se detallan los conceptos necesarios para el entendimiento y desarrollo de la Tesis. El capítulo 2 explica el diseño, simulación, criterios usados y funcionamiento del modelo a escala del acelerador lineal, teclado dedicado y la interfaz gráfica. En el caso del controlador PID se explica cuál es el mejor controlador para este sistema, también se incluye el diseño en detalle del teclado dedicado, muestra el esquema eléctrico y la programación del microcontrolador; en el caso de la interfaz gráfica se realiza por medio de un programa conocido, el Visual C#. El capítulo 3 muestran los resultados finales, pruebas del motor con y sin carga; y la acción del controlador ante una perturbación. Por último, se muestran las conclusiones obtenidas y propuestas para trabajos futuros.

## **PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

### **Planteamiento del problema**

La Sunedu ha otorgado licenciamiento a 78 universidades (22/08/2019), pero solo 8 universidades en el Perú enseñan la carrera de Tecnología Médica con especialidad en radiología, y estas son:

- Universidad Alas Peruanas (Lima)
- Universidad de Chiclayo (Lambayeque)
- Universidad Nacional Federico Villareal (Lima)
- Universidad Nacional Mayor de San Marcos (Lima)
- Universidad Nacional Toribio Rodríguez de Mendoza (Amazonas)
- Universidad Peruana Cayetano Heredia (Lima)
- Universidad Peruana los Andes (Huancayo)
- Universidad Privada San Pedro (Cajamarca, Chimbote, Piura)

Los estudiantes de tecnología médica aprenden del funcionamiento y manejo de un acelerador lineal de forma teórica debió a que sus centros de estudios no tienen un acelerador lineal por ser un equipo demasiado costoso; entonces el alumno observa la programación de un acelerador lineal por medio de convenio de las universidades y las clínicas privadas, pero ellos solo pueden observar y no manejar el equipo por no contar con los requisitos que exige la OTAN (titulación, especialización en radioterapia y curso de protección radiológica).

### **Formulación del problema**

#### **Problema General**

Las instituciones educativas no tienen un simulador acerca del uso y manejo de un acelerador lineal para los estudiantes de medicina y tecnología médica.

¿Qué criterios se plantearía para la implementación un sistema de entrenamiento para los estudiantes de tecnología médica acerca del manejo de un acelerador lineal?

## **Problemas específicos**

¿De qué manera se implementaría un teclado dedicado similar al teclado de un acelerador lineal?

¿Cómo se diseñaría e implementaría una interfaz gráfica de usuario para la visualización de los parámetros del acelerador lineal?

¿De qué manera se diseñaría e implementaría un modelo de un acelerador lineal a escala?

¿Cómo se diseñaría e implementaría un control PID para posición del servomotor?

## **Objetivo General**

- Diseñar e implementar un prototipo de un sistema de entrenamiento para los estudiantes de medicina y tecnología médica para el uso y manejo de un acelerador lineal de electrones.

## **Objetivos Específicos**

- Diseñar e implementar un teclado dedicado similar al del acelerador lineal.
- Desarrollar e implementar una interfaz gráfica de usuario (GUI) similar al que se usa para el manejo de los aceleradores lineales.
- Diseñar e implementar un modelo a escala de un acelerador lineal (LINAC) con 2 movimientos (gantry y colimador).
- Diseñar e implementar un controlador PID para posicionamiento angular.

## **JUSTIFICACIÓN Y MOTIVACIÓN**

### **Justificación**

El paciente antes de ser irradiado por el acelerador lineal pasa por muchas etapas: en primer lugar, el médico oncólogo realiza pruebas al paciente para determinar su tratamiento, el físico médico planifica y calcula la dosis de radiación que deberá recibir; y es el tecnólogo médico quien lo posiciona y le suministra la radiación diaria



por medio del acelerador lineal. Una exposición de esta radiación en el tejido sano del paciente, o una dosis más alta de lo prescrito, provocará daños afectando la salud del paciente. Además, al contar con movimiento siempre existe la posibilidad de lastimar al paciente sino se aplica el mayor cuidado; por eso el personal que opera estos equipo debe estar debidamente capacitado; incluso la oficina técnica de autoridad nacional (OTAN), organización encargada de la regulación y control del uso seguro de las fuentes de radiación ionizantes a nivel nacional, exige que los tecnólogos médicos que operan estos equipos deben llevar un curso de capacitación en protección radiológica, y un curso de especialización en radioterapia; esto demuestra el cuidado que se debe tener, y la importancia que los centros de estudios en la enseñanza de la operación y programación de estos equipos; por esta razón, en esta Tesis se plantea un diseño e implementación de un sistema de entrenamiento para el manejo de un acelerador lineal.

## **Motivación**

El acelerador lineal es un equipo costoso; por eso son pocas las clínicas que poseen uno, también son pocas las personas que trabajan en el ámbito de la medicina que están debidamente capacitados para manejar estos equipos. Los estudiantes de tecnología médica aprenden del funcionamiento, programación y la operación del acelerador lineal, así como el posicionamiento del paciente y lectura de las fichas por medio de convenios con clínicas privadas, pero los estudiantes al no contar con las licencias que exige la OTAN (cursos de especialización) solo pueden observar mas no interactuar; sus centros de estudios deberían contar con un sistema de simulación de entrenamiento en el manejo de aceleradores lineales para los estudiantes que inician en este tipo de trabajo (médicos, tecnólogos médicos, físicos médicos y personal de mantenimiento, pero los centros de estudios solo enseñan acerca del acelerador lineal en forma teórica y no práctica; con este trabajo de Tesis se pretende dar una mejor enseñanza a los estudiantes, de este modo no les será tan extraño la programación y operación de estos equipos.

## **ESTADO DEL ARTE**

- ✓ **(Pérez Liva, Mailyn; Universidad Complutense de Madrid; Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, 2012) en la Tesis “Simulación de aceleradores para radioterapia intraoperatoria”**

El autor desarrolla un simulador, navegador y planificador dosimétrico capaz de pre-planificar las decisiones de una intervención quirúrgica, y los efectos de la radioterapia aplicada al paciente en una operación usando un acelerador lineal.

El desarrollo de esta Tesis es hecho mediante un software que analiza las imágenes tomográficas, identifica la zona tumoral y define los órganos internos del paciente. Con todos estos datos el sistema hace una representación tridimensional del cuerpo del paciente, y simula como si el paciente estuviera siendo irradiado por el acelerador lineal. De esta manera, se conoce la dosis que recibiría cualquier tejido u órgano, o si hubiese algún riesgo para los tejidos sanos no protegidos; entonces cuando el paciente va a ser intervenido, ya se han tomado un altísimo porcentaje de las decisiones radioquirúrgicas. [1]

- ✓ **(Lucy Hume y Wayne Sykes, St James’s University Hospital, Leeds, Reino Unido) en el artículo “Modelo único de tamaño muñeca para tratamiento del cancer”**

Este proyecto de investigación y desarrollo fue creado con el objetivo de dar una enseñanza más atractiva a los niños más pequeños acerca de la máquina (acelerador lineal) a la cual van a ser sometidos para tratamiento.

Un acelerador lineal real cuesta alrededor de 1,6 millones de libras esterlinas, los autores por medio del hospital recibieron 5.000 libras esterlinas de fondos del Yorkshire Cancer Center Appeal para hacerlo. Lo curioso de este proyecto es que el pequeño acelerador está en tamaño proporcional al de la conocida muñeca Barbie. Posee los movimientos de un acelerador lineal real; la camilla se mueve hacia arriba y hacia abajo, el piso gira y la máquina se mueve; aunque los controles no son como uno real debido a que está destinado para el entretenimiento y enseñanza de los niños a ser tratados. [2]

- ✓ **(Lydia Concepción Paredes Gutiérrez; Universidad Nacional Autónoma de México; Facultad de Medicina; 2001) en la tesis “Fluencia de neutrones en un acelerador lineal de electrones de 18Mev para Terapia”**

El autor realizó una investigación de los fundamentos teóricos acerca de la fluencia de neutrones en un acelerador lineal; cuando un acelerador lineal de electrones opera con energías mayores a 6MV se generan una cantidad considerable de neutrones y esto genera radiación no deseada; el autor estudia el impacto de estas partículas y plantea conceptos acerca de la protección radiológica. [3]

- ✓ **(Jorge Delfín Espinoza Moreno; Universidad Nacional de Ingeniería - Perú; Facultad de Ingeniería eléctrica y electrónica; 2009) en el informe de suficiencia “Aceleradores lineales para Radioterapia”**

El informe de suficiencia profesional presentado por el alumno no es para un diseño o implementación de un acelerador línea; es un informe acerca de la tecnología relacionada con los aceleradores lineales, se explica la teoría de funcionamiento, las principales partes de un acelerador, características que se debe tener en un cuarto de tratamiento (Bunker), se menciona el tema acerca de la protección radiológica, y costo estimado de un acelerador lineal, así como su instalación y puesta en funcionamiento. [4]

- ✓ **(Alejandro Daniel Romero Mateo; Universidad Tecnológica del Perú; Facultad de Ingeniería; 2017) en el informe de suficiencia profesional “Diseño y simulación de un controlador PID para el posicionamiento de un motor DC de un equipo médico Acelerador lineal”**

El autor plantea el desarrollo de un controlador PID para posicionamiento del motor de un acelerador lineal, para ello utiliza el método de ubicación de polos y el programa MATLAB; este informe de suficiencia profesional no plantea la implementación, solo plantea el diseño. El autor obtiene como resultado un sobre impulso máximo de 2% y un tiempo de establecimiento menor a 0.8 segundos ante una entrada escalón unitario. [5]

## CAPITULO 1.

### FUNDAMENTO TEÓRICO

#### 1.1 Radiación de rayos X

La radiación ionizante es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas (rayos gamma o rayos X). La longitud de onda de los rayos X esta entre los  $10 \times 10^9$  y  $10 \times 10^{12}$  metros. Cuando los electrones viajan a gran velocidad y chocan con un blanco metálico (metal pesado como el tungsteno) se producen rayos X de alta energía. La exposición a dosis de rayos X o gamma se mide en roentgen (R), una exposición a baja dosis de rayos X no es perjudicial para el ser humano pero la exposición a grandes cantidades puede provocar daños a corto o largo plazo. [6].

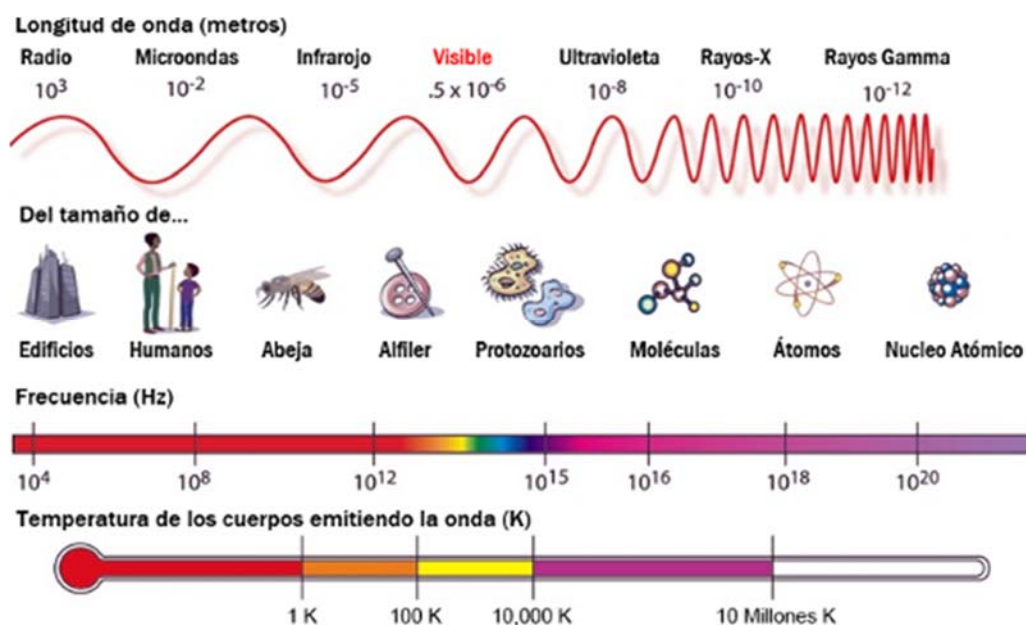


Figura 1.1 Longitudes de onda<sup>1</sup>

#### 1.2 Radioterapia

La radioterapia o terapia de radiación consiste en el uso de la radiación para el tratamiento del cáncer, el proceso consiste en eliminar células tumorales y así

<sup>1</sup> Longitudes de onda. [En línea]. Disponible en:  
<http://www.quimicafisica.com/la-radiacion-electromagnetica.html>  
[Último acceso: 08 06 2018].

disminuir el tamaño de los tumores e incluso lograr que desaparezcan. Las células cancerosas son especialmente sensibles a la radiación y no tienen capacidad de recuperación, en tanto las células normales cercanas al tumor resisten mejor, y tienen capacidad de recuperación. La radioterapia se distingue de la quimioterapia porque mientras la radioterapia emplea radiación sobre una parte del organismo (donde se encuentra el tumor), la quimioterapia utiliza fármacos para un tratamiento más generalizado sobre el paciente. [7] [8]

### 1.2.1 Objetivos de la radioterapia

- Curar, detener o demorar el avance del cáncer.
- Reducir los cambios para que el cáncer no reaparezcan.
- Disminuir el tamaño de los tumores cancerosos para que la cirugía sea más fácil de realizar.
- Disminuir el tumor, para retraer su progresión y con esto pueden aliviarse algunos síntomas.

### 1.2.2 Tipos de radioterapia

- **Radioterapia interna:** también conocido como braquiterapia, consiste en colocar un material radiactivo dentro del cuerpo del paciente, cerca del tumor. El material radiactivo es generalmente pequeño como del tamaño de un grano de arroz, pueden estar dentro del paciente por un determinado tiempo. [9][10]



Figura 1.2 Material radiactivo usado para braquiterapia.<sup>2</sup>

---

<sup>2</sup> Material radiactivo para Braquiterapia. [En línea]. Disponible en: [https://drinhouse.com/contenidos.php?id\\_city=&id=1087](https://drinhouse.com/contenidos.php?id_city=&id=1087) [Último acceso: 08 06 2018].

- **Radioterapia externa:** es el método más común de radioterapia, un equipo denominado acelerador lineal emite un haz de radiación dirigido al cuerpo del paciente, más específicamente hacia el tumor. Este tratamiento se administra durante varios días, una cantidad de dosis de radiación por día; es el médico oncólogo el que determina el volumen y dosis para el tratamiento del paciente, el físico médico determinan cómo suministrar la dosis dado por el médico oncólogo y calcula los días que dure el tratamiento. [9][11].



Figura 1.3 Tratamiento en radioterapia externa.<sup>3</sup>

### 1.3 Acelerador lineal de electrones

Un acelerador lineal (LINAC) emite un haz de radiación para eliminar las células cancerosas; posee varios sistemas de seguridad incorporados (interlock) para asegurar que no emita una dosis más elevada que la indicada; los parámetros (dosis, tamaño del campo y ángulo de disparo) son introducidos por medio de un teclado propio del equipo (teclado dedicado), dichos parámetros son visualizados en un computador.

El médico oncólogo junto con el físico médico, desarrollan un tratamiento personalizado para el paciente de acuerdo a los exámenes que se le hizo; pero es el tecnólogo médico quien posiciona al paciente y le aplica el haz de radiación por medio del acelerador lineal.

---

<sup>3</sup> Tratamiento de próstata. [En línea]. Disponible en: <http://urologiasc.com/cancer-de-prostata/tratamiento/> [Último acceso: 08 06 2018].

### **1.3.1 Funcionamiento**

El LINAC consta de varios componentes para formar el haz de radiación. Según el modelo, algunos aceleradores usan klystron y otros usan magnetrón; ambos cumplen con la función de generar ondas de alta frecuencia enviarlas a la guía de ondas; el magnetrón o klystron controla la potencia y la frecuencia de las ondas. El cañón electrónico produce electrones debido al calentamiento de un filamento de tungsteno; los electrones son enviados a la guía de onda sincronizada con las ondas de alta frecuencia. Dentro de la guía de ondas los electrones son acelerados para chocar con el target y producir fotones (rayos X). El colimador absorbe los rayos X dispersos que viajan en dirección lateral, también define el tamaño máximo de campo de radiación clínico. En esta etapa los fotones no están distribuidos uniformemente, así que pasan por un filtro de aplanado; el filtro presenta una densidad diferente en el centro creando un haz uniforme. Los fotones pasan a través de la cámara de iones que produce un haz para ser monitoreado y aplicado al paciente. Existe una cámara de iones primaria que mide la radiación y termina el haz cuando la dosis requerida ha sido entregada, la cámara de iones secundaria funciona como respaldo y restaurará la radiación si la cámara primaria falla. Actualmente los aceleradores lineales modernos incluyen un colimador multihojas, son 120 hojas que se mueven independientemente una con respecto a la otra, lo que permite personalizar la forma del haz, formando una figura similar al tumor cancerígeno. El proceso para generar radiación implica un calentamiento en los componentes del acelerador lineal, por eso se utiliza un sistema de enfriado por agua (intercambio de calor). [12] [13]

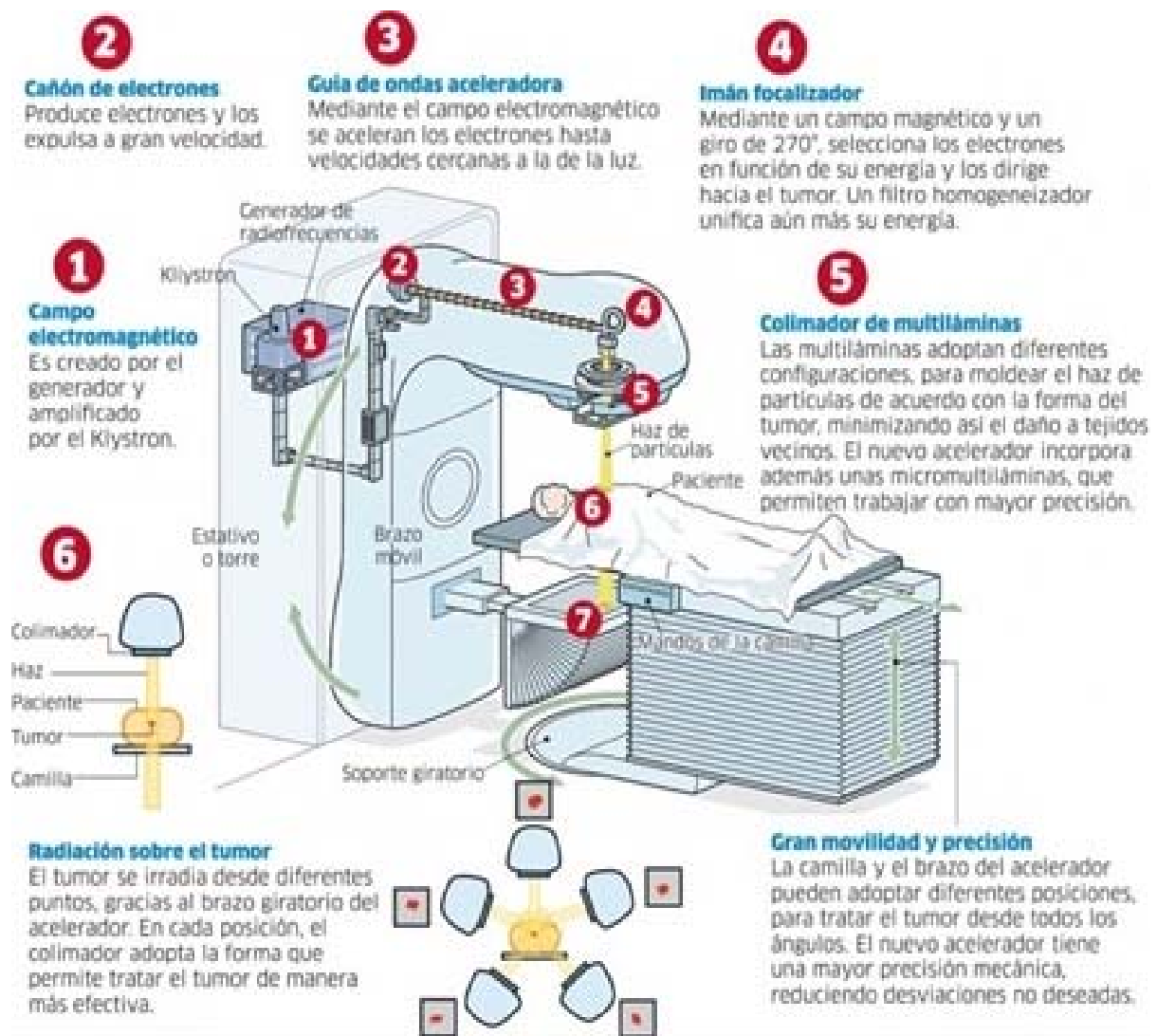


Figura 1.4 Funcionamiento interno de un LINAC.<sup>4</sup>

### 1.3.2 Partes de un acelerador lineal

Un acelerador lineal se divide básicamente en 7 partes, y estas son: la estación de trabajo, gabinete electrónico, gantry, colimador, stand, modulador y mesa de tratamiento.

<sup>4</sup> La república: Como funciona un acelerador lineal. [En línea]. Disponible en: <http://larepublica.pe/infografias/como-funciona-un-acelerador-lineal-09-03-2013> [Último acceso: 08 06 2018].



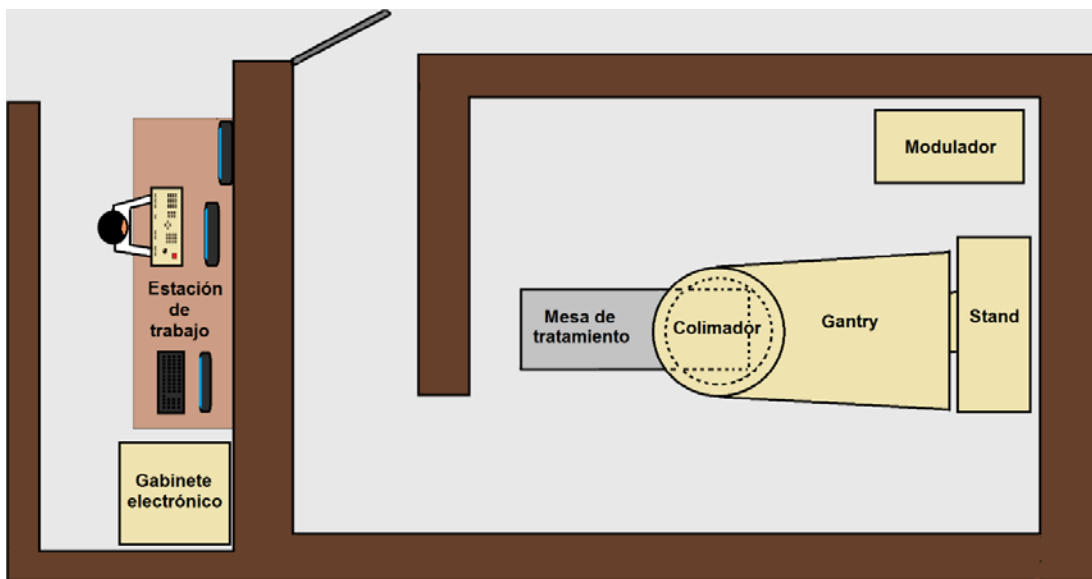


Figura 1.5 Partes de un LINAC en el bunker (vista desde arriba).<sup>5</sup>



Figura 1.6 Partes de un LINAC en el bunker (vista de costado).<sup>6</sup>

- **Estación de trabajo:** está conformado por los computadores, monitores y teclados necesarios para el manejo del acelerador lineal, en esta sección se encuentra el teclado dedicado y la pantalla con la interfaz gráfica.
- **Gabinete electrónico:** cumple la función de intermediario entre la estación de trabajo y el acelerador lineal.
- **Gantry:** es el brazo movable del acelerador lineal, en el gantry se generan y aceleran los electrones a una velocidad cercana a la de la luz.

<sup>5</sup> Vista desde arriba de las partes de un acelerador lineal – creación propia.

<sup>6</sup> Vista desde costado de las partes de un acelerador lineal – creación propia.

- **Colimador:** es donde se genera la radiación, está rodeado de bloques de plomo para que no escape radiación. También es la parte donde se colocan los diferentes accesorios que posee un acelerador lineal.
- **Stand:** también llamado soporte, es la parte que se encuentra sujeta al suelo, lo que permite que el gantry pueda girar. Dentro del stand se encuentra el sistema de enfriamiento por agua.
- **Modulador:** contiene los componentes que transforman el alto voltaje y lo distribuye a las demás partes del acelerador lineal.
- **Mesa de tratamiento:** es la parte donde el paciente se ubica para ser tratado con la radiación. Posee movimientos tales como: abajo, arriba, derecha, izquierda, adelante, atrás y puede rotar sobre su eje. La mesa de tratamiento consta de un mando llamado pendant, con el cual, también se puede realizar los movimientos del acelerador lineal. [14]

## 1.4 Sistemas de control automático

Es el conjunto de elementos interconectados, de tal manera que regulen la acción por sí mismo. Las variables de entrada en estos sistemas de control son: rampa, escalón e impulso.

### 1.4.1 Tipos de sistemas de control

- **Sistema de control de lazo abierto:** es cuando el sistema de control no es afectado por la señal de salida, la precisión de la acción a ejecutar es dependiente de la exactitud del controlador.

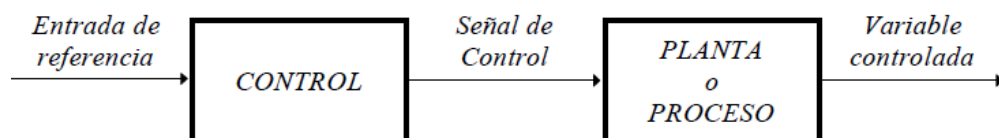


Figura 1.7 Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo abierto.<sup>7</sup>

<sup>7</sup> Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo abierto.

Spartacus Gomáriz, Domingo Biel, José Matas y Miguel Reyes. Teoría de control: Diseño electrónico, pp. 17.

- **Sistemas de control de lazo cerrado:** es cuando el sistema de control es afectado por la señal de salida, utiliza un sensor en la variable salida del sistema para la comparación con una señal de referencia, y ejecutar la acción de control para obtener la respuesta deseada. [15] [16]

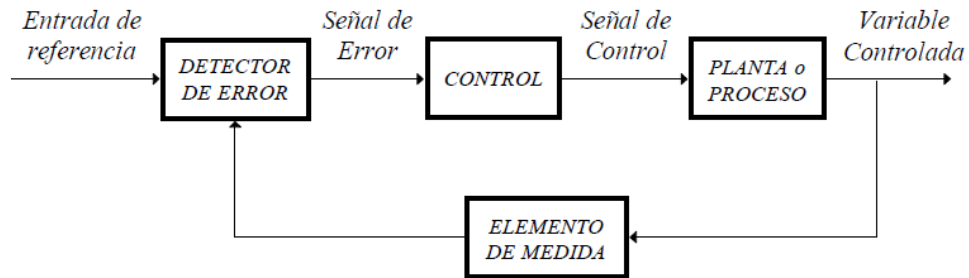


Figura 1.8 Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo cerrado<sup>8</sup>

## 1.4.2 Acciones de control

- **Acción de control On-Off:** el elemento de control en esta acción solo tiene 2 posiciones (activado y desactivado). Suponiendo que la señal de salida del controlador es  $u(t)$  y la señal de error  $e(t)$ , entonces el valor de la variable  $u(t)$  está en máximo o mínimo según sea  $e(t)$  positivo o negativo.

$$u(t) = U1 \quad \text{si} \quad e(t) > 0 \quad (1)$$

$$u(t) = U2 \quad \text{si} \quad e(t) \leq 0 \quad (2)$$

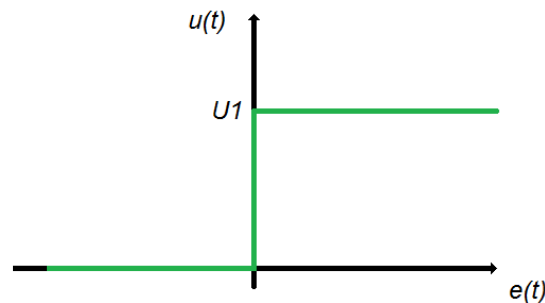


Figura 1.9 Salida del control On Off.<sup>9</sup>

<sup>8</sup> Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo cerrado.  
Spartacus Gomáriz, Domingo Biel, José Matas y Miguel Reyes. Teoría de control: Diseño electrónico, pp. 18.

<sup>9</sup> Salida de un control On Off – creación propia.  
Basado en el libro: Ingeniería de control moderna, Katsuhiko Ogata.

- **Control Proporcional (P):** este tipo de control proporciona una respuesta que varía proporcionalmente con el error de la respuesta del sistema. La relación entre la salida del controlador  $u(t)$  y la señal de error  $e(t)$  es:

$$u(t) = k_p e(t) \quad (3)$$

Donde  $k_p$  se denomina ganancia proporcional, su transformada de Laplace es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = k_p \quad (4)$$

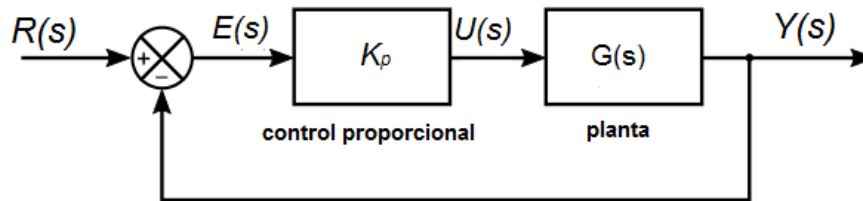


Figura 1.10 Diagrama de bloques de un control proporcional.<sup>10</sup>

- **Control Proporcional Integral (PI):** la acción integral actúa en conjunto con la acción proporcional, en primer lugar actúa la acción proporcional (instantáneamente), mientras que el integral lo hace durante un intervalo de tiempo (tiempo integral:  $T_i$ ).

En la ecuación (5) se muestra la ecuación de la acción de control, la ecuación (6) es la representación mediante la transformada de Laplace y la ecuación (7) es la función de transferencia.

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt \quad (5)$$

$$U(s) = K_p E(s) + \frac{K_p}{T_i s} E(s) \quad (6)$$

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} \right) \quad (7)$$

<sup>10</sup> Diagrama de bloques de un control proporcional – creación propia.  
Basado en el libro: Ingeniería de control moderna, katsuhiko Ogata, pp.24.

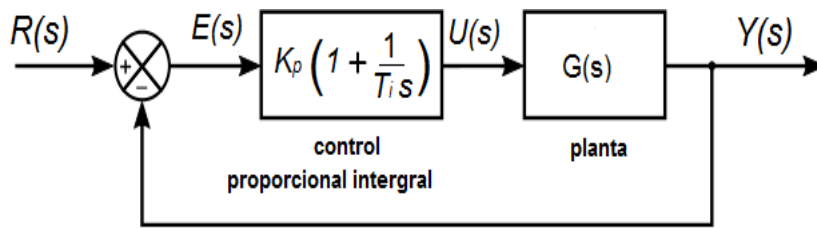


Figura 1.11 Diagrama de bloques de un controlador PI.<sup>11</sup>

Si el valor del tiempo integral  $T_i$  es grande, la pendiente que se origina por la acción integral es pequeña, pudiendo parecerse a un control proporcional. La respuesta de un controlador PI ante una entrada de tipo escalón se observa en la figura 1.1.

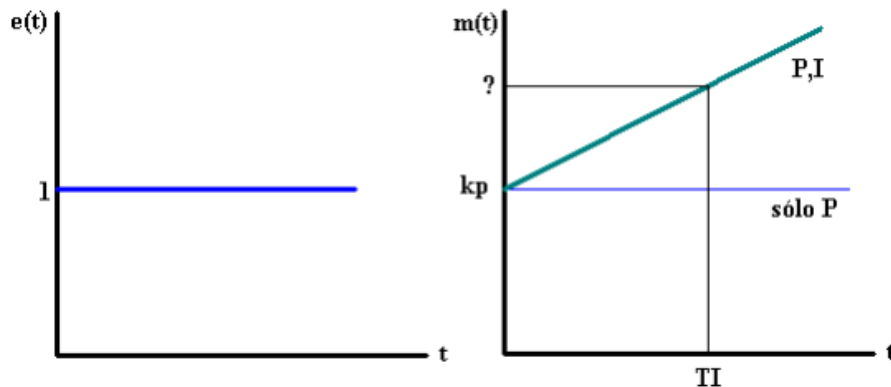


Figura 1.12 Respuesta de un controlador PI.<sup>12</sup>

- **Control Proporcional Derivativo (PD):** la señal de control es proporcional a la derivada de la señal de error. La acción derivativa se adelanta a la acción proporcional en un tiempo  $T_d$ .

En la ecuación (8) se muestra la ecuación de la acción de control, la ecuación (9) es la representación mediante la transformada de Laplace, y la ecuación (10) es la función de transferencia.

$$u(t) = k_p e(t) + k_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (8)$$

<sup>11</sup> Diagrama de bloques de un controlador PI – creación propia.

Basado en el libro: Ingeniería de control moderna, katsuhiko Ogata, pp.24 y 25.

<sup>12</sup> Respuesta de un controlador PI. – Facultad de ingeniería, Universidad de Buenos Aires. [En línea].

Disponible en: <http://materias.fi.uba.ar/6722/acciones%20basicas%20PID.pdf>

[Último acceso: 08 06 2018].

$$U(s) = K_p E(s) + K_p T_d s E(s) \quad (9)$$

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p (1 + T_d s) \quad (10)$$

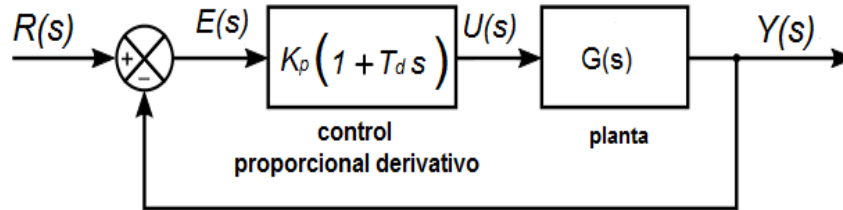


Figura 1.13 Diagrama de bloques de un controlador PD.<sup>13</sup>

La respuesta de un controlador PD ante una entrada rampa se observa en la figura 1.14.

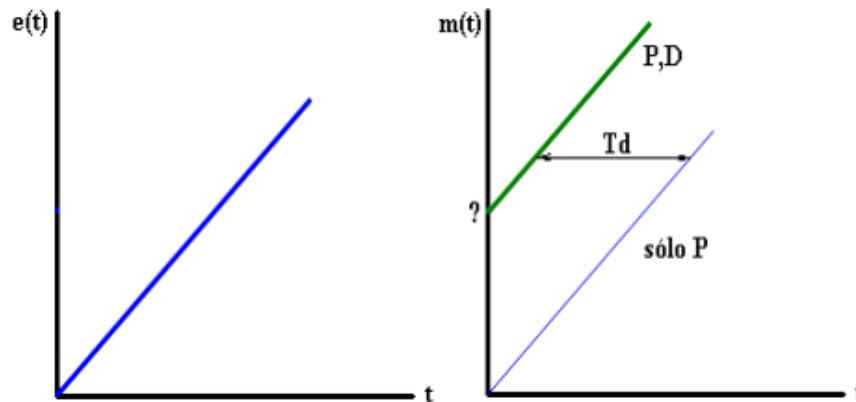


Figura 1.14 Respuesta de un controlador PD.<sup>14</sup>

- **Control Proporcional Integral Derivativo (PID):** este control presenta las ventajas de las 3 acciones de control (proporcional, integral y derivativo); si el error varía muy lento actúa la acción proporcional e integral, y si el error varía muy rápido actúa la acción derivativa. [17] [18] [19]

<sup>13</sup> Diagrama de bloques de un controlador PD. – creación propia.

Basado en el libro: Ingeniería de control moderna, katsuhiko Ogata, pp.25.

<sup>14</sup> Respuesta de un controlador PD – Facultad de ingeniería, Universidad de Buenos Aires. [En línea].

Disponible en: <http://materias.fi.uba.ar/6722/acciones%20basicas%20PID.pdf>

[Último acceso: 08 06 2017].

La ecuación (11) muestra la acción de control, la ecuación (12) es la representación mediante la transformada de Laplace y la ecuación (13) es la función de transferencia.

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau + k_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (11)$$

$$U(s) = K_p E(s) + \frac{K_p}{T_i s} E(s) + K_p T_d s E(s) \quad (12)$$

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (13)$$

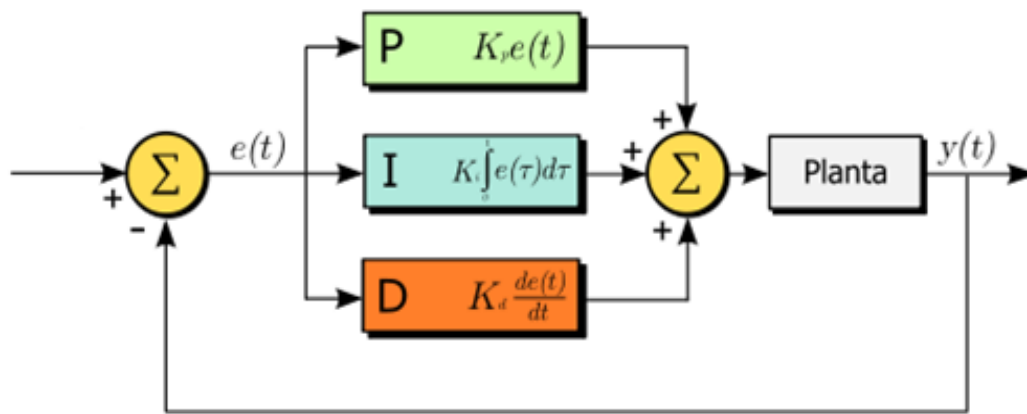


Figura 1.15 Diagrama de bloques de un controlador PID.<sup>15</sup>

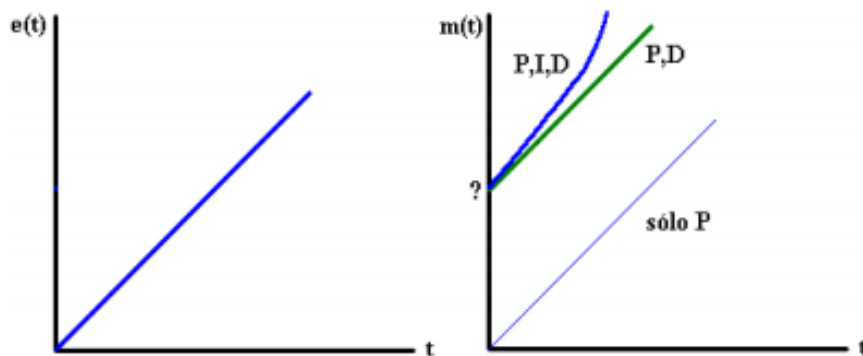


Figura 1.16 Respuesta de un controlador PID.<sup>16</sup>

<sup>15</sup> Diagrama de bloques de un controlador PID. [En línea]. Disponible en: <http://electronicapascual.com/blog/?p=169> [Último acceso: 08 06 2018].

<sup>16</sup> Respuesta de un controlador PID – Facultad de ingeniería, Universidad de Buenos Aires. [En línea]. Disponible en: <http://materias.fi.uba.ar/6722/acciones%20basicas%20PID.pdf> [Último acceso: 08 06 2018].

## 1.5 Puerto USB

El puerto USB (universal serial bus) es una interfaz de entrada y de salida, mucho más rápido que los puertos seriales; diseñado para economizar y normalizar la conexión de periféricos, por eso permite conectar dispositivos periféricos a un computador sin reiniciar. Utiliza 4 líneas malladas: 2 permiten la energización (+5v y GND) y los otros 2 son para las transmisión de datos (D+ y D-), las señales se transmiten en modo diferencial para reducir el efecto del ruido electromagnético en enlaces largos.

### 1.5.1 Velocidad de transmisión

La velocidad de transmisión de datos mediante el puerto USB ha ido incrementando en el tiempo.

- **Baja velocidad (USB 1.0):** se desarrolló en enero del año 1996, con una velocidad de hasta 1.5 Mbit/s, utilizado para dispositivos de interfaz humana (HID) como teclados, mouse, etc. El modo de transferencia de datos es half-dúplex.
- **Velocidad completa (USB 1.1):** se desarrolló en septiembre del año 1998, con una velocidad de hasta 12 Mbit/s. El modo de transferencia de datos es half-dúplex.
- **Alta velocidad (USB 2.0):** se desarrolló en Abril del año 2000, con una velocidad de hasta 480 Mbit/s. El modo de transferencia de datos es half-dúplex.
- **Superalta velocidad (USB 3.0):** se desarrolló en Noviembre del año 2008, con una velocidad de hasta 5 Gbit/s. El modo de transferencia de datos es full-dúplex.
- **Superalta velocidad + (USB 3.1):** es la versión más reciente del USB, con una velocidad de 10Gbit/s. El modo de transferencia de datos es full-dúplex.

### 1.5.2 Tipos de transferencia

- **Control:** se utiliza para configurar y obtener información acerca del dispositivo en el momento que se conecta al USB, con la ayuda del endpoint 0 se configura el dispositivo USB cuando es insertado.
- **Masivo (Bulk):** se utiliza para una gran cantidad de transferencia de datos importantes y que se puedan transmitir sin pérdida, el tiempo de llegada de los



datos es indeterminado. Es usado por dispositivos de media y alta velocidad como: discos duros, exploradores, impresoras, etc.

- **Isocronas:** se utiliza para una transferencia de datos grande, pero la llegada de datos no es garantizada, es decir que puede haber pérdida de datos, son los dispositivos que transmiten señales de audio y video.
- **Interrupción:** se utiliza para pequeñas cantidades de datos, la transferencia de datos está garantizada en este tipo de transmisión. Se usa en dispositivos como: teclado, mouse, pantallas táctiles, y dispositivos que no requieran mucho ancho de banda.

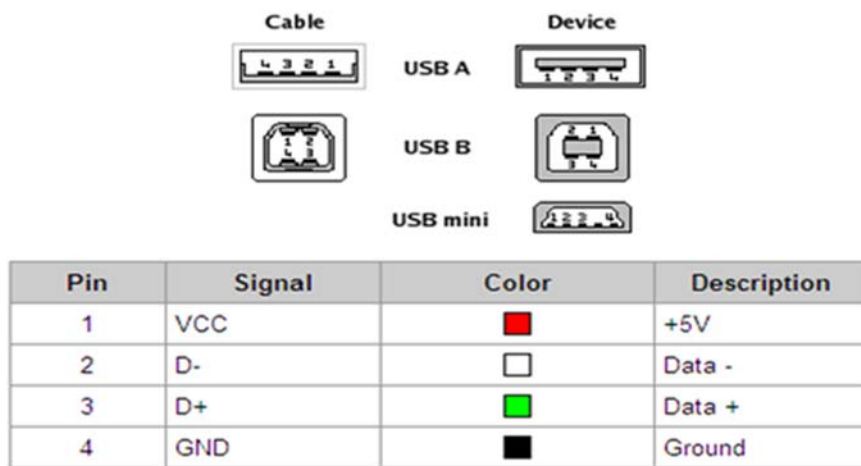


Figura 1.17 Pines de un conector USB.<sup>17</sup>

### 1.5.3 Topología del USB

La topología del USB es del tipo estrella, el punto central de cada estrella es un concentrador y se necesita un solo un host; en cada concentrador se puede conectar dispositivos o hasta más concentradores para conectar más dispositivos.

**Anfitrión (host):** permite detectar la conexión y la eliminación de un dispositivo; es el que hace la interacción con el dispositivo a través del controlador host, controla la tasa de transferencia entre dispositivo y host, y controla la alimentación del dispositivo.

<sup>17</sup> Pines de un conector USB. [en línea]. Disponible en: <https://developer.mbed.org/users/silica/notebook/mbed-workshop/> [Último acceso: 08 06 2018].



Actualmente existen lenguajes de programación orientados a objetos con los cuales se puede elaborar una interfaz gráfica de usuario. [23] [24]



Figura 1.19 El S.O. Window: ejemplo de una GUI.<sup>19</sup>

## 1.7 Servomotor

El servomotor es un sistema conformado por un motor, un reductor de velocidad y el circuito de control; permite la posición de su eje en la posición que se requiera. El uso de los servomotores es muy amplio.

### 1.7.1 Partes de un servomotor

- **Motor eléctrico:** es el que genera el movimiento, comúnmente es un motor de corriente continua, pero también pueden ser de corriente alterna.
- **Engranajes reductores:** permiten reducir la velocidad y aumentar el torque.

<sup>19</sup> Ejemplo de GUI. [En línea]. Disponible en: <https://nyldagalanic.wordpress.com/2012/01/15/interfaces-graficas-gui-definicion-y-evolucion/> [Último acceso: 08 06 2018].

- **Circuito de control:** circuito electrónico que determina la posición del motor de acuerdo a los pulsos recibidos.
- **Potenciómetro:** conectado al eje del motor, permite la retroalimentación para la fijación del ángulo deseado. [25]

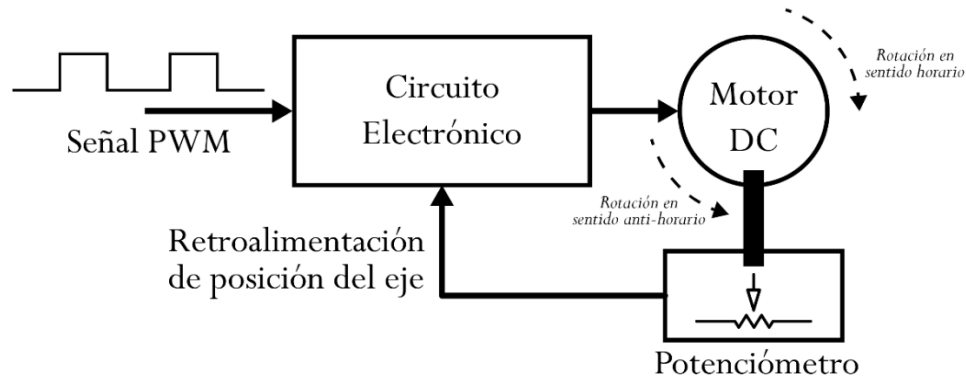


Figura 1.20 Diagrama de bloques de un servomotor.<sup>20</sup>

## 1.8 Codificador fotoeléctrico

Es un dispositivo que convierte un movimiento mecánico en pulsos eléctricos. Un codificador básicamente está conformado por: un disco con partes transparentes, que permite atravesar los haces de luz de un dispositivo emisor de luz, y otras partes opacas, para impedir el paso de los haces de luz; este disco está conectado a un eje giratorio.

### 1.8.1 Tipos de codificador

- **Codificador incremental:** con este tipo de codificador se puede determinar la posición según la cantidad de pulsos que envía el codificador, para ello se establece una posición inicial y se va incrementando la cuenta.
- **Codificador absoluto:** este tipo de codificador envía un código diferente según la posición que se encuentre; son más costosos que los de tipo incremental. [26] [27].

<sup>20</sup> Diagrama de bloques de un servomotor. [En línea]. Disponible en: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/> [Último acceso: 08 06 2018].

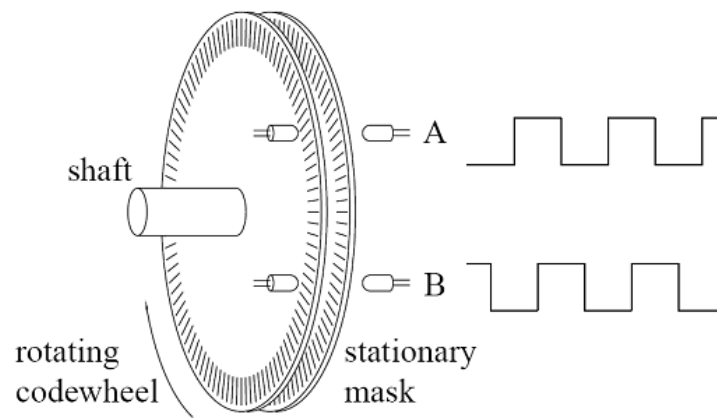


Figura 1.21 Señales del canal A y B del codificador.<sup>21</sup>

<sup>21</sup> Señales del encoder. [En línea]. Disponible en:  
[http://hades.mech.northwestern.edu/index.php/Rotary\\_Encoder](http://hades.mech.northwestern.edu/index.php/Rotary_Encoder)  
 [Último acceso: 08 06 2018].

## CAPITULO 2.

### DISEÑO, SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE SIMULACIÓN ELECTRÓNICA

En este capítulo se describe el diseño, la simulación y finalmente la implementación del sistema de entrenamiento para el uso de un acelerador lineal.

#### 2.1 Diagrama de bloques del sistema de entrenamiento

El sistema de entrenamiento es un simulador en el uso y manejo de un acelerador lineal; está conformado por 3 componentes: el teclado dedicado, la interfaz gráfica de usuario en el computador y el acelerador lineal; estos 3 componentes transmiten información para simular la programación y movimientos de un acelerador lineal.

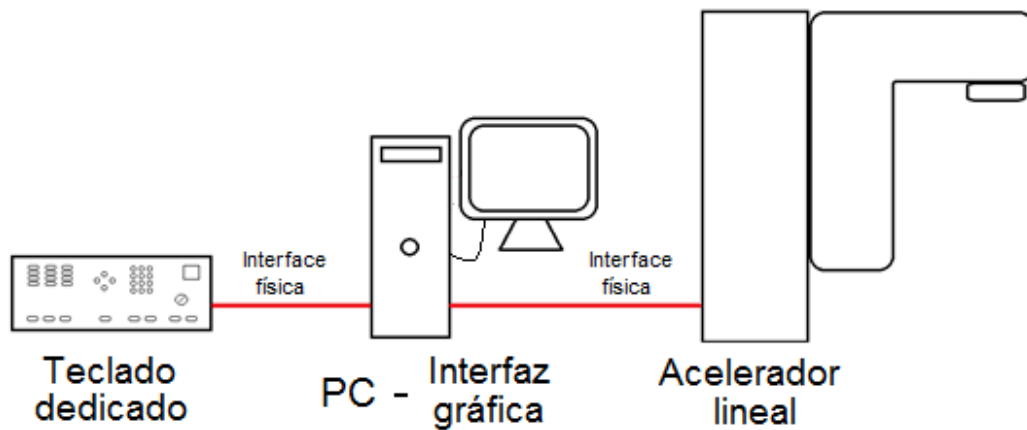


Figura 2.1 Sistema de entrenamiento en un acelerador lineal<sup>22</sup>

Por medio del teclado dedicado se introducen valores tales como: dosis, ángulo de posicionamiento, selección de accesorio, etc. El microcontrolador del teclado dedicado sensa la tecla presionada, y transmite un código diferente. El computador recibe el código y se comunica con la interfaz gráfica de usuario, se ejecuta una acción de acuerdo al código recibido; si la acción a realizar es para mover el acelerador lineal, entonces la interfaz gráfica por medio del computador transmite información al

---

<sup>22</sup> Sistema de entrenamiento en un acelerador lineal – creación propia.

microcontrolador del acelerador lineal. El microcontrolador transmite señal PWM a un amplificador para mover el servomotor, a la vez dicho servomotor mueve el codificador fotoeléctrico. El codificador transmite pulsos digitales al microcontrolador, y así determinar la posición actual del servomotor.

El diagrama de bloques del sistema de entrenamiento para aceleradores lineales se muestra en la figura 2.2.

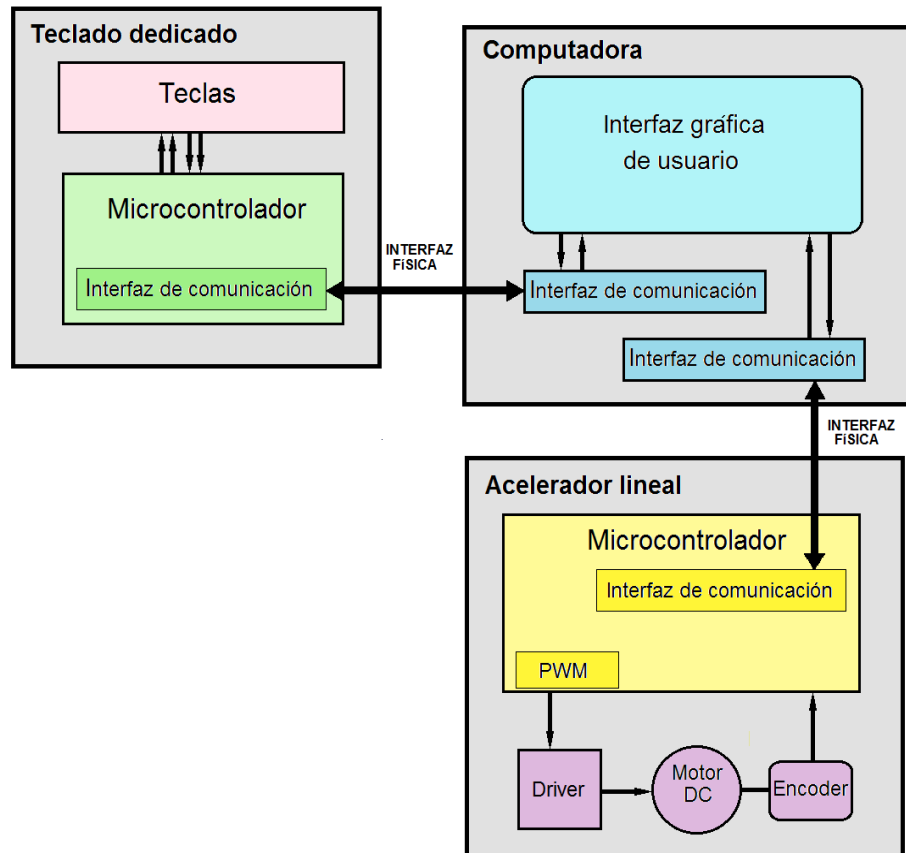


Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de entrenamiento.<sup>23</sup>

## 2.2 Diseño del sistema de entrenamiento

En este capítulo se analiza los factores a tener en cuenta para el desarrollo del teclado dedicado, interfaz gráfica y del acelerador lineal a escala.

<sup>23</sup> Diagrama de bloques a nivel de comunicación y componentes internos – creación propia.

### 2.2.1 Diseño del teclado dedicado

El teclado dedicado es un teclado especial, propio del acelerador lineal, la función del teclado dedicado es transmitir al computador un dato diferente por cada tecla presionada, la interfaz gráfica realiza una función determinada según la tecla presionada. Una fotografía de un teclado dedicado de un acelerador lineal de la marca *Varian* se observa en la figura 2.3.



Figura 2.3 Teclado dedicado.<sup>24</sup>

#### a) Configuración de las teclas en el teclado dedicado

Internamente el teclado dedicado está conformado por 2 grupos de teclados; uno de 45 botones (estos botones pueden ser bloqueados por medio de la llave del mismo teclado); y otro grupo de 2 botones, un interruptor y un interruptor llave (estos no son bloqueados por la llave en ningún momento).

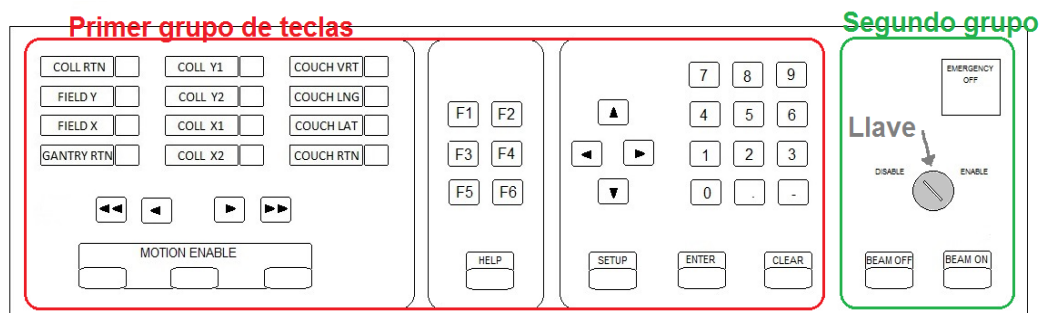


Figura 2.4 Los grupos de teclas en el teclado dedicado<sup>25</sup>

<sup>24</sup> Foto de un teclado dedicado de un acelerador lineal

<sup>25</sup> Los 2 grupos de tecla en el teclado dedicado – creación propia.



Los 45 botones del primer grupo de teclas no deberían estar conectados a cada pin del microcontrolador, porque se necesitarían 45 pines. Existe formas de determinar que botón ha sido presionando usando pocos pines, consiste en ordenar los botones como un teclado matricial. Se observa en la tabla 2.1 que el mejor teclado matricial es uno de 8x6, ya que se requiere que sean examinados 45 botones.

Tabla 2.1 Cantidad de botones en teclados matriciales.

Teclado matricial	4x4	6x6	8x6	8x8
Cantidad máxima de botones que pueden ser leídos	16	36	48	64
Cantidad de pines usados	8	12	14	16

El teclado dedicado necesita un microcontrolador con un número mínimo de 18 pines para el sensado de las teclas (14 pines para teclado matricial y 4 para teclas independientes). También, el microcontrolador debe tener un puerto de comunicación USB para el envío de datos hacia el computador. La tabla 2.2 se observa que solo los microcontroladores PIC 18f2550 y 18f4550 tienen comunicación USB, pero el PIC 18f4550 tiene demasiados pines, mientras que el PIC 18F2550 tiene comunicación USB y cantidad de pines cercanos a lo requerido.

Tabla 2.2 Comparación entre microcontroladores

	PIC 16F877A	PIC 18F2550	PIC 18F4550
Frecuencia de operación	20MHz	48MHz	48MHz
Memoria EEPROM (bytes)	256	256	256
Memoria de datos (bytes)	368	2048	2048
Puertos I/O	A, B, C, D, E	A, B, C, (E)	A, B, C, D, E
Cantidad de pines	40	28	40
Modulo USB	No	Si	Si
Comunicación serial	Si	Si	Si
Módulo PWM	2	2	2

Para los 14 pines del teclado matricial, se emplea los 8 pines del puerto B (las filas) y 6 pines del puerto A (las columnas). Las demás teclas se conectan directamente a un pin del puerto C del microcontrolador. El 74LS541 es utilizado para que la llave pueda bloquear los botones del teclado matricial; cuando la llave gira transmite un estado lógico alto (5v) al pin de habilitación del 74LS541, de esta manera desactiva e impide que el teclado matricial funcione.

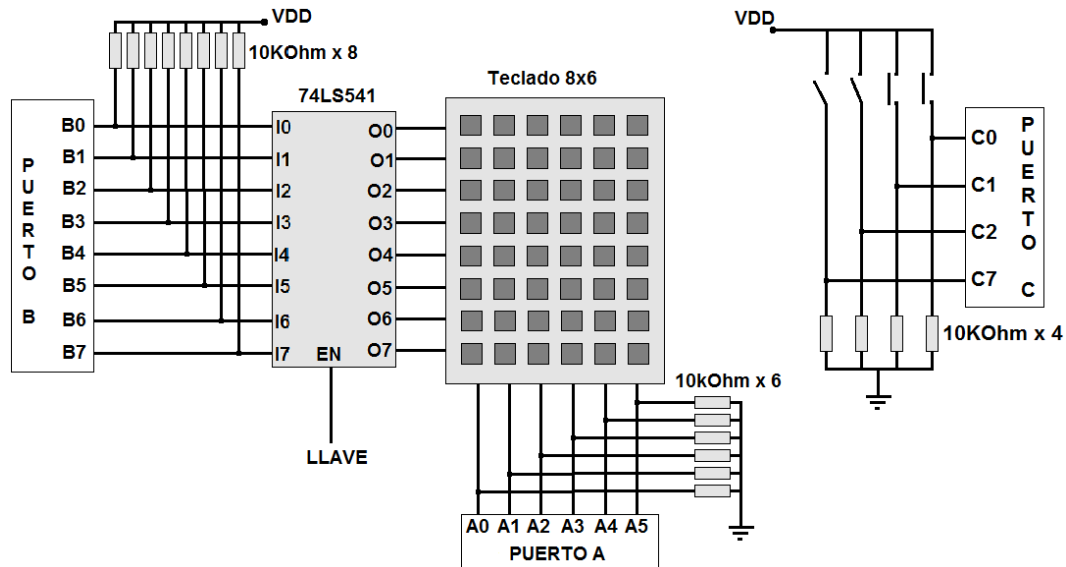


Figura 2.5 Diagrama del teclado matricial y las demás teclas.<sup>26</sup>

### b) Comunicación con la interfaz gráfica

La interfaz gráfica está conformada por una pantalla y un computador, el teclado transmite datos mediante el puerto del computador. Actualmente los computadores se comunican con otros dispositivos (teclado, mouse, impresora) por medio del puerto USB, por eso la comunicación entre el teclado dedicado y el computador de la interfaz gráfica es por medio del puerto USB.

<sup>26</sup> Diagrama de bloques del teclado dedicado – creación propia.

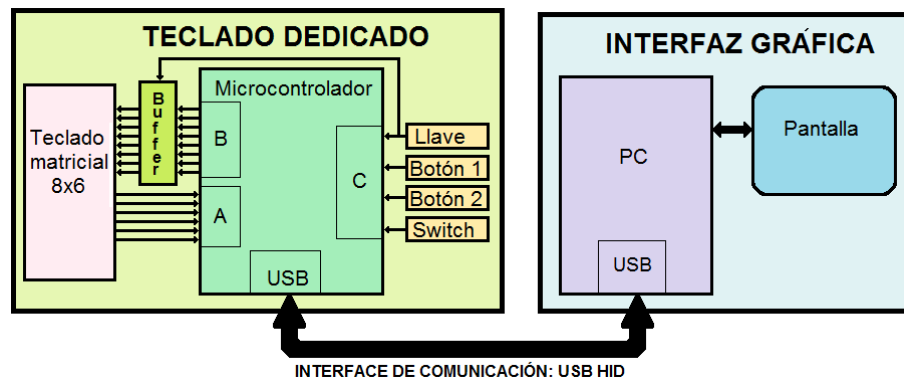


Figura 2.6 Comunicación entre teclado dedicado e interfaz gráfica.<sup>27</sup>

Al presionar un botón del teclado dedicado transmite datos por el puerto USB como si se hubiese presionado una tecla de un teclado del computador, la interfaz gráfica realizará una función dependiendo de la tecla pulsada. El teclado dedicado con su respectivo valor de teclado convencional de computador (teclas en color azul) se observa en la figura 2.7.

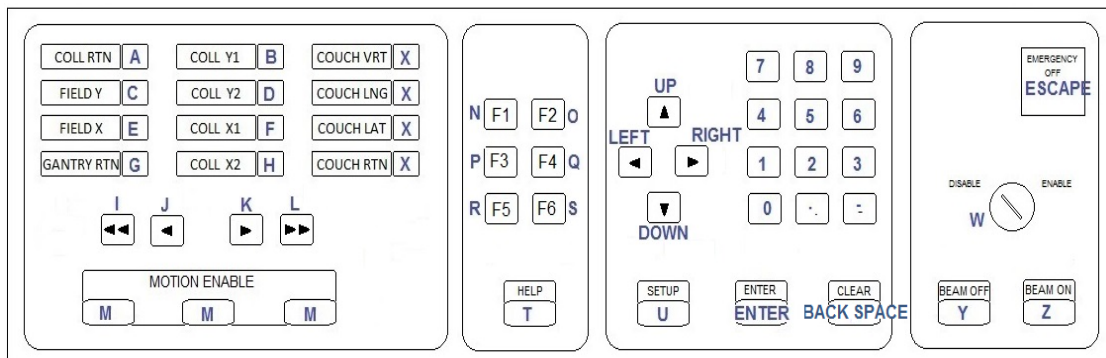


Figura 2.7 Teclas designadas para el teclado dedicado.<sup>28</sup>

En la tabla 2.3 se observa las teclas del teclado dedicado (columnas color celeste) y su respectivo valor como teclado de computador (columnas color púrpura).

<sup>27</sup> Comunicación entre teclado dedicado e interfaz gráfica – creación propia.

<sup>28</sup> Teclas designadas para el teclado dedicado – creación propia.

Tabla 2.3 Teclas del teclado dedicado y su representación en teclado de PC.

COLL RTN	A	MOTION ENABLE	M	.	.
FIELD Y2	C	F1	N	0	0
FIELD X	E	F2	O	1	1
GANTRY RTN	G	F3	P	2	2
COLL Y1	B	F4	Q	3	3
COLL Y2	D	F5	R	4	4
COLL X1	F	F6	S	5	5
COLL X2	H	HELP	T	6	6
COUCH VRT	X	▲	Up	7	7
COUCH LGN	X	◀	Left	8	8
COUCH LAT	X	▼	Down	9	9
COUCH RTN	X	▶	Right	EMERGEN OFF	Escape
◀◀	I	SETUP	U	KEY	W
◀	J	ENTER	Enter	BEAM OFF	Y
▶	K	CLEAR	Back Space	BEAM ON	Z
▶▶	L	-	-		

### c) Programa del teclado dedicado

La primera fila del teclado matricial (bit menos significativo del puerto B) cambia a estado lógico alto y las demás en estado bajo, el microcontrolador sensa si alguna columna (bits del puerto A) ha cambiado de estado; si no se ha presionado una tecla avanza hasta la siguiente rutina; caso contrario, sensa cual columna ha cambiado a estado alto; al detectar la fila y columna que están en estado lógico alto, determina la tecla que se ha presionado.

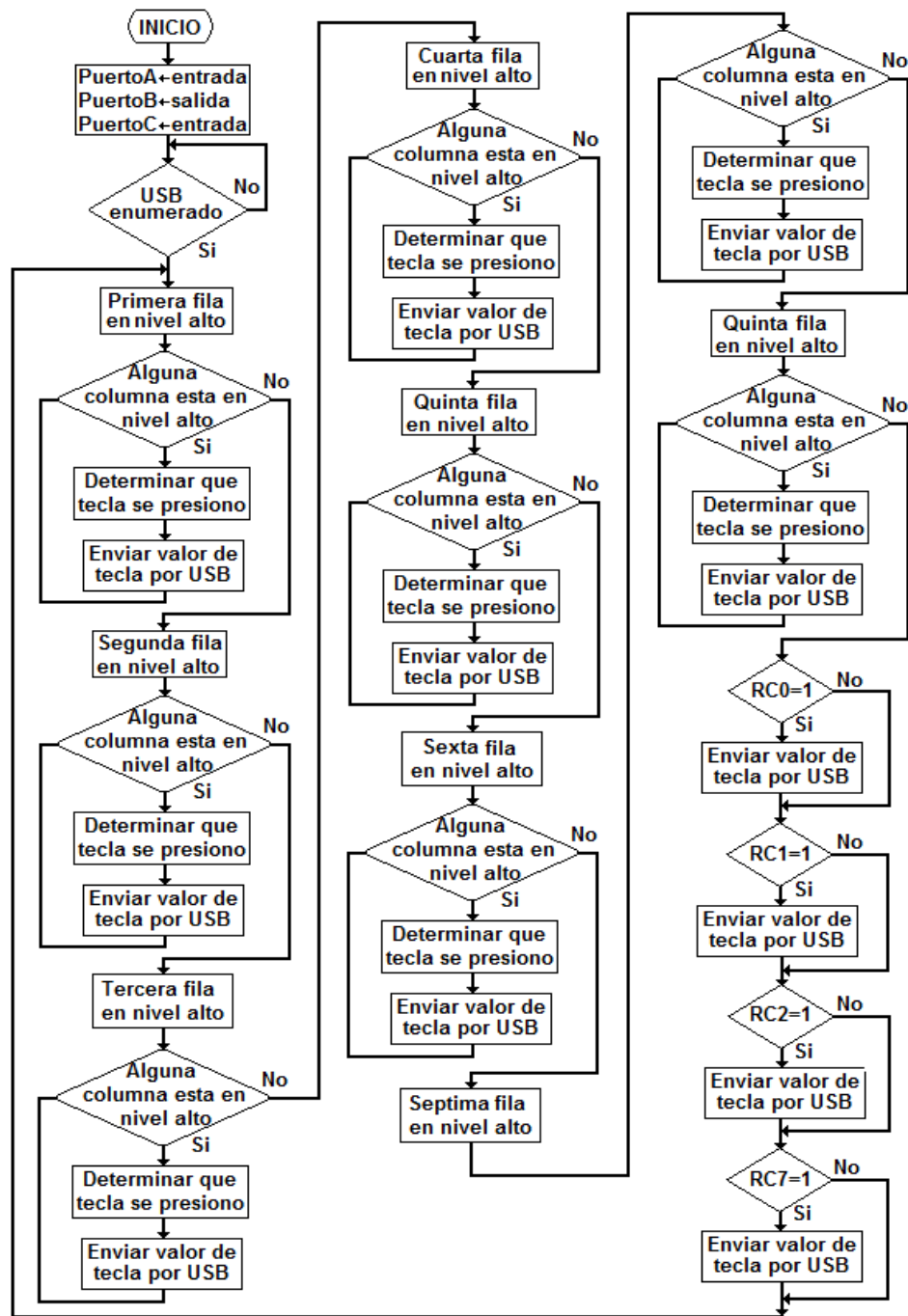


Figura 2.8 Diagrama de flujo de la programación del teclado dedicado.<sup>29</sup>

En caso que no se haya presionado ninguna tecla del teclado matricial, el microcontrolador sensa las tecla de control de haz (las teclas que no se pueden bloquear por medio de la llave), estas teclas están conectadas al puerto C (C0, C1, C2 y C7). Si

<sup>29</sup> Diagrama de flujo de toda la programación del teclado dedicado – creación propia.

no se presionó alguna tecla del puerto C, nuevamente vuelve a sensor las filas y columnas del teclado matricial.

Los datos que el microcontrolador transmite por el puerto USB y que representa una tecla de teclado de computador, obedece a una tabla especial para teclado USB. Los valores en el sistema hexadecimal enviados por el puerto USB se muestran en la tabla 2.4, y a su costado su representación como tecla de computador. Por ejemplo, si se transmite por el puerto USB el valor de 0x04, el computador interpreta que se ha pulsado la tecla A, si se trasmite el valor de 0x05, es como si se pulsa la tecla B y así sucesivamente.

Tabla 2.4 Códigos de las teclas para teclado USB

Código	Tecla	Código	Tecla
0x04	A	0x19	V
0x05	B	0x1A	W
0x06	C	0x1B	X
0x07	D	0x1C	Y
0x08	E	0x1D	Z
0x09	F	0x1E	1
0x0A	G	0x1F	2
0x0B	H	0x20	3
0x0C	I	0x21	4
0x0D	J	0x22	5
0x0E	K	0x23	6
0x0F	L	0x24	7
0x10	M	0x25	8
0x11	N	0x26	9
0x12	O	0x27	0
0x13	P	0x28	Enter
0x14	Q	0x29	Escape
0x15	R	0x2A	Back Space
0x16	S	0x2B	Tab
0x17	T	0x2C	Space
0x18	U	0x2D	-

### 2.2.2 Diseño de la interfaz gráfica

La interfaz gráfica realiza las siguientes funciones:

- Visualizar los parámetros asignados por el teclado dedicado (dosis, accesorios, modo de operación, tipo de tratamiento, tipo de energía).

- Visualizar los valores del acelerador lineal en tiempo real (posición en grados sexagesimales, unidades monitor entregadas, tasa de dosis).
- Envío de mensajes al usuario cuando ocurre un error en el tratamiento.

La fotografía de una interfaz gráfica de usuario original de un acelerador lineal se observa en la figura 2.9.

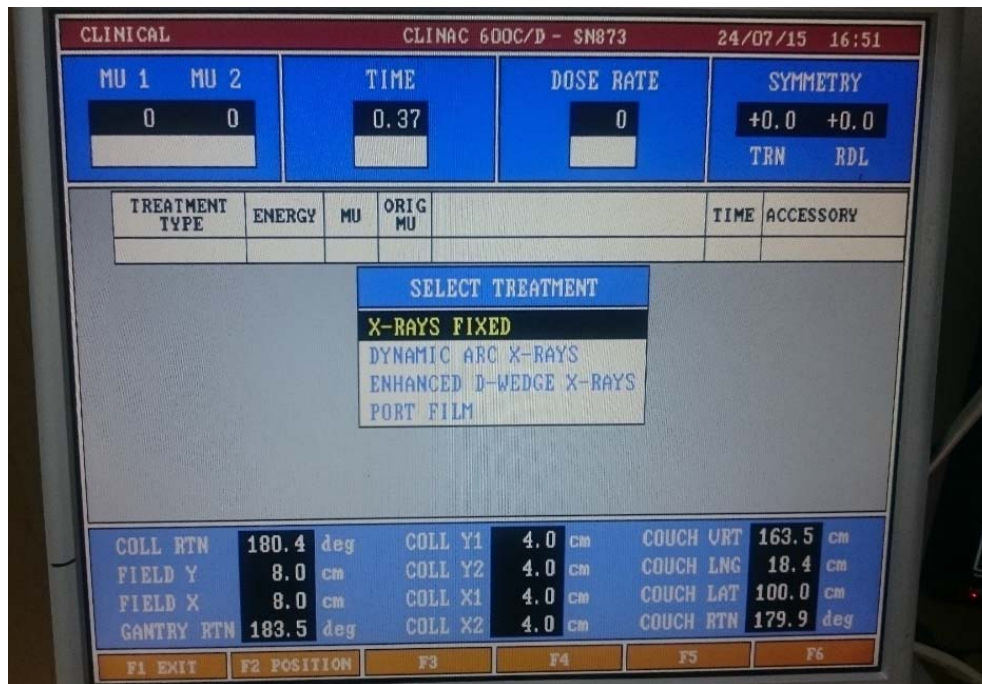


Figura 2.9 Pantalla del modo clínico de un LINAC.<sup>30</sup>

El programa para el desarrollo de la interfaz gráfica debe tener las siguientes características:

- Reconocimiento de qué tecla del computador se ha presionado, y realizar una tarea asignada.
- Propiedades como cambio de color cuando una opción es seleccionada, y mostrar ventanas y paneles.
- Transmitir y recibir información por el puerto del computador.

El programa VISUAL STUDIO C# 2013 es el indicado, incluye herramientas como: label, button, textbox, panel entre otros. El programa también incorpora herramientas para transmitir información mediante puerto serial; pero en la actualidad

<sup>30</sup> Foto de la pantalla de un monitor en modo clínico de un acelerador lineal CLINAC 600C/D

los computadores ya no incluyen este tipo de puerto, por lo tanto se usa un módulo USB a RS-232, el cual simula un puerto serial virtual para el computador.

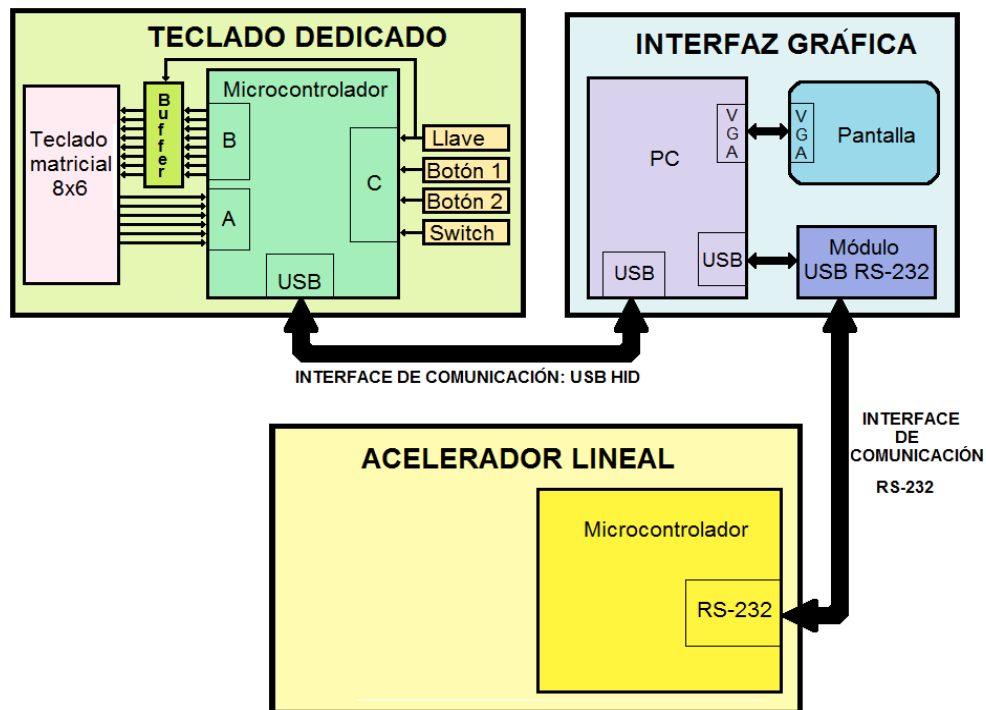


Figura 2.10 Comunicación entre teclado dedicado, interfaz gráfica y acelerador lineal.<sup>31</sup>

### 2.2.3 Diseño del acelerador lineal a escala

El acelerador lineal para este sistema de entrenamiento es un modelo a una escala 1/60. El componente principal que controla los servomotores es el microcontrolador PIC 18F2550, se eligió este modelo de microcontrolador por tener comunicación serial, 02 salidas PWM y no tiene demasiados pines, debido a que solo se utilizaran 12 pines para el control de movimientos del acelerador lineal.

<sup>31</sup> Comunicación teclado dedicado, interfaz gráfica y acelerador lineal. – cración propia.



Tabla 2.5 Comparación entre microcontroladores

	PIC 16F877A	PIC 18F2550	PIC 18F4550
Frecuencia de operación	20MHz	48MHz	48MHz
Memoria EEPROM (bytes)	256	256	256
Memoria de datos (bytes)	368	2048	2048
Puertos I/O	A, B, C, D, E	A, B, C, (E)	A, B, C, D, E
Cantidad de pines	40	28	40
Modulo USB	No	Si	Si
Comunicación serial	Si	Si	Si
Módulo PWM	2	2	2

Se necesita un periodo de muestreo para verificar la posición actual del servomotor mientras está girando; cuando está por alcanzar la posición deseada (set point), el servomotor disminuye la magnitud de velocidad hasta detenerse.



Figura 2.11 Acelerador lineal.<sup>32</sup>

#### a) Sensor del sistema

Para el control de posición angular, el sensor puede ser un potenciómetro multivuelta de alta linealidad o un codificador rotatorio. En el potenciómetro, el

<sup>32</sup> Foto de un acelerador lineal: LINAC 2100C/D.

cambio de posición del contacto móvil produce un cambio del valor de la resistencia, modificando el voltaje de salida del potenciómetro, siendo el valor del voltaje proporcional al desplazamiento angular. En un codificador rotatorio transmite pulsos por los canales A y B, de esta forma se determina la posición angular.

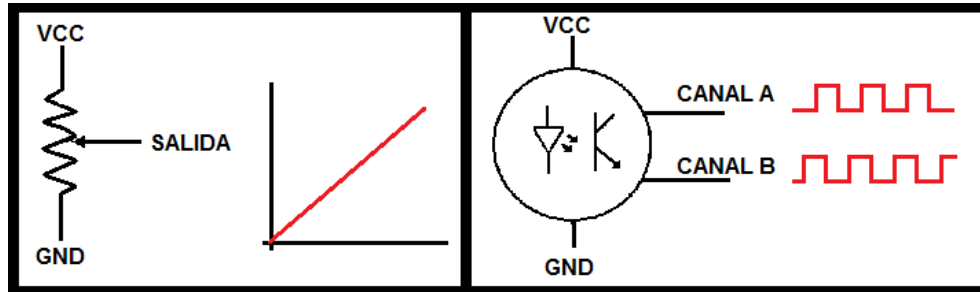


Figura 2.12 Potenciómetro y codificador rotatorio como sensor de posición.<sup>33</sup>

La comparación entre el potenciómetro multivuelta de alta linealidad y el codificador rotatorio incremental como sensores para posición de un motor se observa en la tabla 2.6; es mejor el uso de un codificador rotatorio.

Tabla 2.6 Comparación entre potenciómetro y codificador rotatorio.

Potenciómetro multivuelta de alta linealidad	Codificador rotatorio incremental
El voltaje de alimentación tiene que ser estable (VCC).	El voltaje de alimentación tiene un rango (5-24v)
El movimiento continuo provoca desgaste mecánico.	Usa fotodiodos, el movimiento no provoca desgaste.
La variación del voltaje de salida en el contacto móvil del potenciómetro determina la posición.	Con los pulsos de los canales A y B del codificador se determina la posición.

### b) Diseño del acelerador lineal del proyecto de Tesis

El proyecto de Tesis utiliza un servomotor de 12v, el cual incluye un sistema de reducción de velocidad por medio de engranajes, la magnitud de la velocidad es de 1RPM (igual a un acelerador lineal real). El microcontrolador PIC 18F2550 es utilizado para el control de la posición del servomotor; el microcontrolador transmite una señal PWM al amplificador de potencia del servomotor 12v 1RPM, y recibe los

<sup>33</sup> Señales de salida de un potenciómetro y un codificador rotatorio para posición angular – creación propia.

pulsos provenientes del codificador, de este modo, se determina la posición del servomotor. El amplificador de potencia que utiliza es el LMD18200, soporta motores de hasta 3A 55v, más que suficiente para el servomotor de 12v 1.5A.

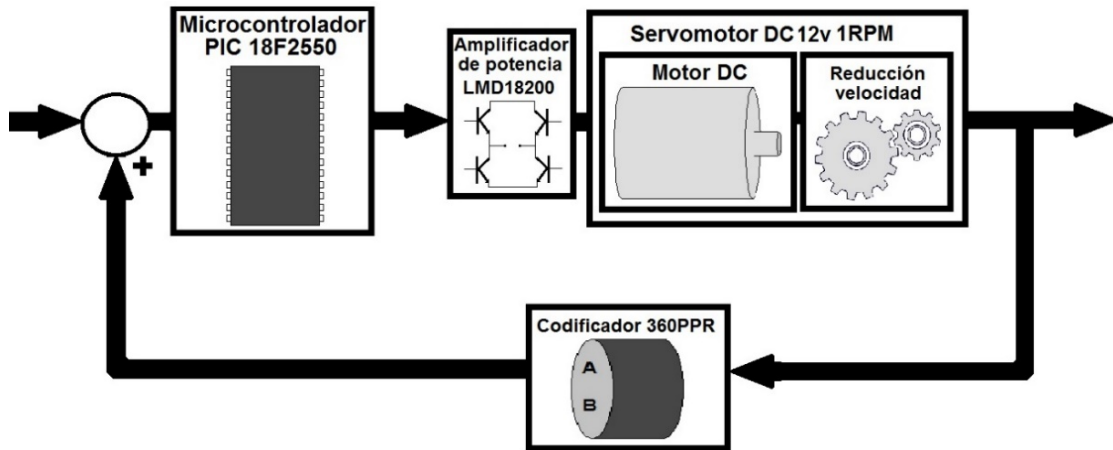


Figura 2.13 Diagrama del servomotor DC de 1RPM.<sup>34</sup>

### c) La señal PWM

El microcontrolador PIC 18F2550 tiene módulos CCP, con estos módulos se realizan tres funciones en conjunto con el temporizador (timer).

- Comparador: compara continuamente el valor del temporizador previamente seleccionado con el valor de los registros de CCPRxH y CCPRxL.
- Captura: obtiene el valor del temporizador timer 1 y lo guarda en los registros de CCPRxH y CCPRxL cuando ocurre un evento en el pin CCPx.
- PWM: obtiene de los pines CCPx una señal periódica en la que se puede modificar su ciclo de trabajo (duty cycle). [28]

Es necesario dos módulos CCP en modo PWM (uno para cada servomotor). El periodo de la señal PWM se muestra con la ecuación (14)

$$\text{PeriodoPWM} = (PR2 + 1) \times \left( \frac{4}{F_{osc}} \right) \times (\text{Preescaler TMR2}) \quad (14)$$

También se puede expresar de la siguiente manera:

$$\text{Frecuencia PWM} = \frac{F_{osc}}{4 \times (PR2 + 1) \times (\text{Preescaler TMR2})} \quad (15)$$

<sup>34</sup> Diagrama del servomotor DC de 1RPM - creación propia.

Los valores del preescaler del timer 2 solo pueden ser 1, 4 ó 16; la carga del timer 2 (PR2) puede ser un valor entre 0 y 255; el cristal de cuarzo que usa el microcontrolador es de 4MHz (Frecuencia de oscilación); la frecuencia de PWM es de 12.5 KHz (rango de las frecuencias apropiado para los motores); y el preescaler es de 1; los valores son reemplazados en la ecuación (15) para calcular el valor de PR2.

$$12.5 \times 10^3 = \frac{4 \times 10^6}{4 \times (\text{PR2} + 1) \times (1)}$$

$$\text{PR2} = 79$$

#### d) La captura de los pulsos del codificador.

Los pulsos de los canales A y B del codificador rotatorio son transmitidos a las interrupciones externas del microcontrolador (INT0, INT1), con estos pulsos el microcontrolador determina la posición actual del servomotor.

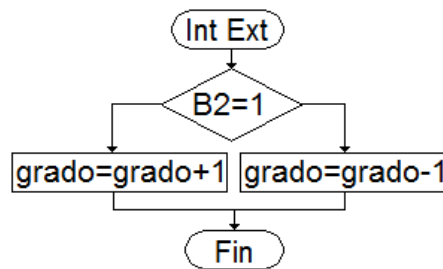


Figura 2.14 Diagrama de flujo de la lectura de pulsos codificador rotatorio.<sup>35</sup>

#### e) Periodo de muestreo

El valor del periodo de muestreo es de 33.3mseg, debido a que la magnitud de velocidad del servomotor es lenta (1RPM), el codificador rotatorio de 360PPR transmite 360 pulsos en 60 segundos (un pulso cada 166.66m segundos), el valor del periodo de muestreo de 33.3mseg es suficiente para sensar el cambio de nivel de los pulsos del codificador rotatorio. Los pulsos que transmite uno de los canales del codificador de 360PR cuando el servomotor gira a una magnitud de velocidad de 1RPM se observa en la figura 2.15.

<sup>35</sup> Diagrama de flujo de la captura de los pulsos del codificador rotatorio – creación propia.

### SEÑALES DE UN ENCODER DE 360 PULSOS POR REVOLUCIÓN EN MOTOR DE 1RPM

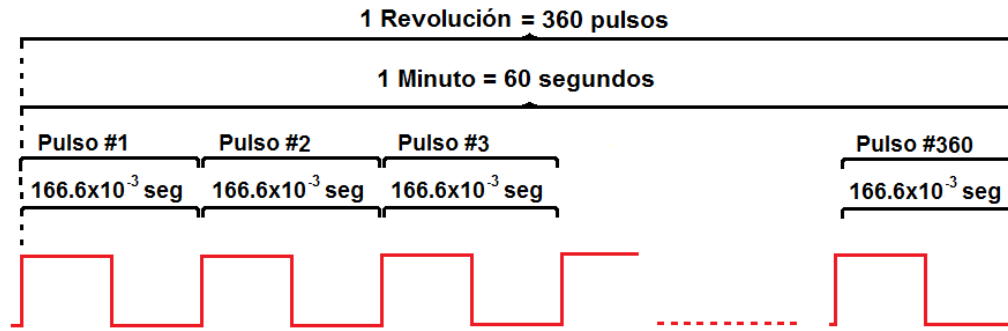


Figura 2.15 Señales de un codificador rotatorio de 360 PPR a una velocidad de 1RPM.<sup>36</sup>

Para el periodo de muestreo se emplea el timer1 del microcontrolador. La fórmula para calcular el valor del tiempo de desbordamiento del timer1 se muestra en la ecuación (16).

$$T_{\text{timer}} = \frac{4 * \text{Prescaler} * (65536 - \text{Carga timer1})}{F_{\text{osc}}} \quad (16)$$

El valor del prescaler es de 1 y la frecuencia del cristal de cuarzo es de 4Mhz; entonces se reemplaza estos valores en la ecuación (16), se obtiene el valor de la carga del timer1 en 55536; el diagrama de flujo de la interrupción por timer1 se observa en la figura 2.16.

$$33.3 \times 10^{-3} = \frac{4 * 1 * (65536 - \text{Carga timer1})}{4 \times 10^6} \rightarrow \text{Carga timer} = 32236$$

La interrupción por timer 1 se activa cada 33.3m segundos, en ese instante se actualiza la posición actual; el valor del error en posición es la diferencia entre la posición final y la posición actual. Se transmite el valor actual de la posición por el puerto serial, y se restablece el valor de la carga de timer1 (32236).

<sup>36</sup> Señales para un encoder de 360 PPR con un servomotor de 1 RPM – creacion propia.

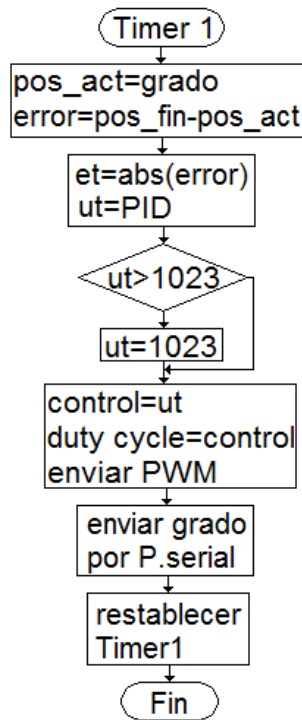


Figura 2.16 Diagrama de flujo de la interrupción por Timer1.<sup>37</sup>

#### f) Comunicación con la interfaz gráfica

El valor de la posición a la cual deberá moverse tanto el gantry como el colimador se introduce en la interfaz gráfica, a su vez el microcontrolador del acelerador lineal transmite cada cierto tiempo (periodo de muestreo) la posición actualmente en la que se encuentra el gantry y el colimador, la comunicación entre estos dos bloques es por puerto serial.

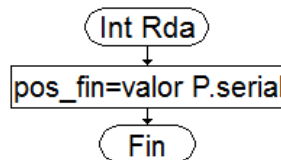


Figura 2.17 Diagrama de flujo de la interrupción por puerto serial.<sup>38</sup>

#### g) Programa del microcontrolador

El microcontrolador inicializa los valores (posición final y error en cero), sensa si el valor de la posición final ha cambiado (este valor es transmitido por el puerto

<sup>37</sup> Diagrama de flujo de la interrupción por Timer1 – creación propia.

<sup>38</sup> Diagrama de flujo de la interrupción por puerto serial – creación propia.

serial a través de la interfaz gráfica), en ese instante el error es diferente de cero ( $\text{error} = \text{posición final} - \text{posición inicial}$ ). El servomotor gira en un sentido de acuerdo al valor del error; mientras el servomotor gira, el microcontrolador sensa la cantidad de grados sexagesimales (posición actual), y el valor del error se actualiza con la interrupción por timer1 (periodo de muestreo). El valor del error es nuevamente cero cuando los valores de la posición final y la posición actual sean iguales, en ese momento el duty cycle del PWM es cero y se detiene el servomotor.

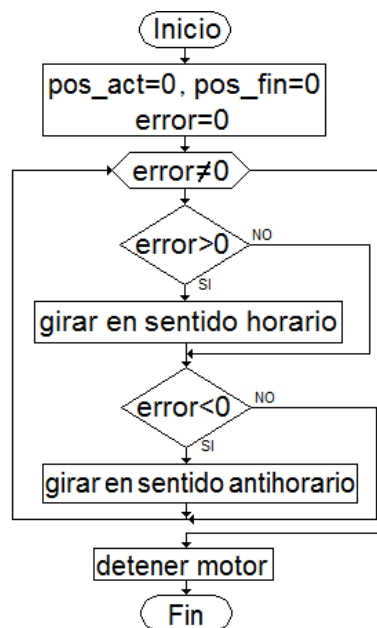


Figura 2.18 Programa principal del microcontrolador.<sup>39</sup>

Con el uso de los módulos CCP en modo PWM se inicia el movimiento de los servomotores a través del amplificador LMD18200, los pines del puerto A son utilizados para el sentido giro y activar el freno. La posición del servomotor se determina por medio de la interrupción externa y un pin adicional del puerto B; también, por medio del puerto serial se transmite y recibe información de la posición del servomotor hacia el acelerador lineal en escala.

El esquema eléctrico de la tarjeta electrónica que controla el acelerador lineal se observa en la figura 2.19.

<sup>39</sup> Programa principal del microcontrolador – creación propia.

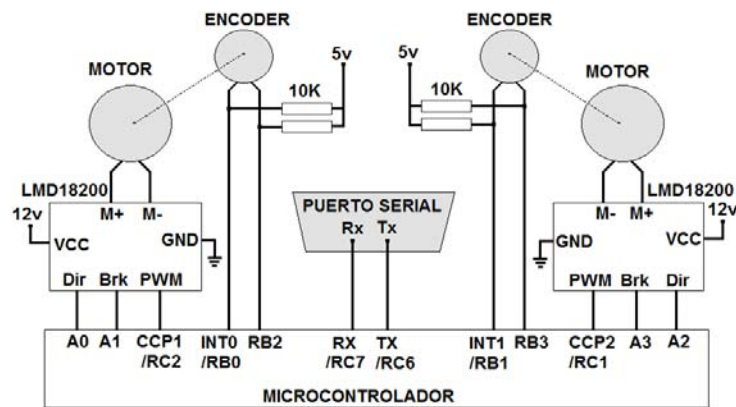


Figura 2.19 Esquema eléctrico del LINAC.<sup>40</sup>

El teclado dedicado (teclado matricial y las demás teclas) transmite información por el puerto USB a un computador, en el monitor se visualiza la interfaz gráfica, la transmisión de información al acelerador lineal es por medio del puerto USB y el modulo USB RS232. El microcontrolador inicia el movimiento del servomotor de gantry o colimador de acuerdo al dato recibido, para ello transmite una señal PWM al amplificador del servomotor, el movimiento del servomotor inicia el movimiento del codificador fotoeléctrico, transmitiendo la posición del gantry o colimador.

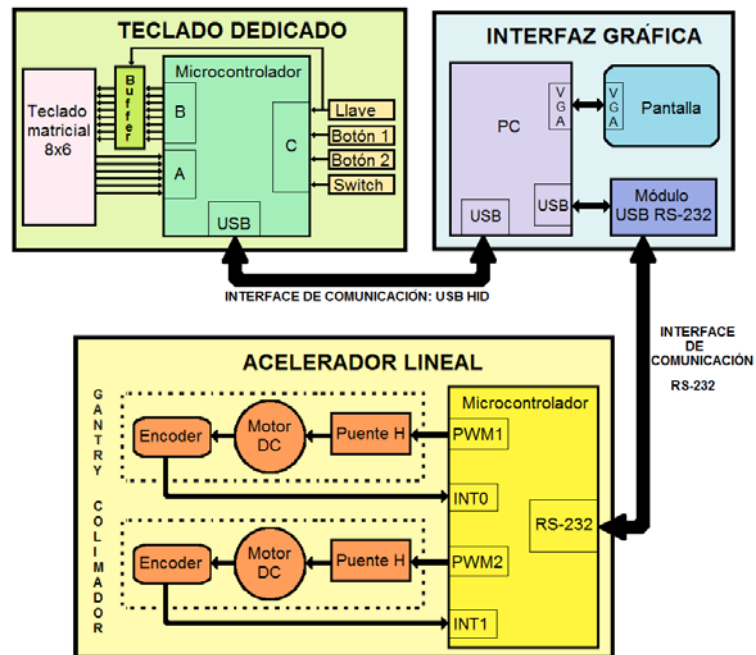


Figura 2.20 Diagrama de bloques de todo el sistema.<sup>41</sup>

<sup>40</sup> Esquema eléctrico del acelerador lineal – creación propia.

<sup>41</sup> Diagrama de bloques de todo el sistema – creación propia.



### h) Modelamiento de posición motor DC

El modelo matemático es la representación abstracta de algún aspecto de la realidad para estudiar su comportamiento, para el sistema de simulación del acelerador lineal es necesario saber el modelo matemático del motor DC a fin de poder encontrar el mejor controlador con respecto a la posición del motor.

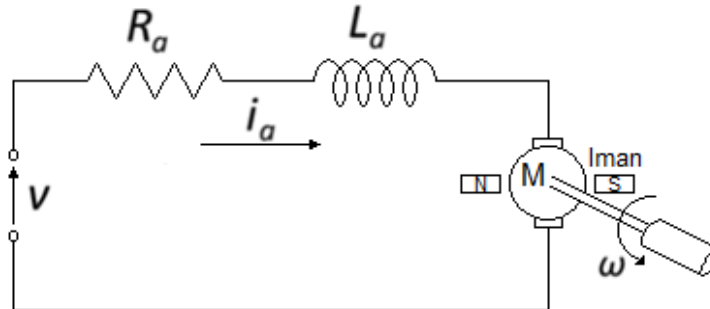


Figura 2.21 Esquema electromecánico de un motor DC.<sup>42</sup>

Donde:

$v$  : Tensión de armadura

$i_a$  : Corriente de armadura

$R_a$ : Resistencia de armadura

$L_a$ : Inductancia de armadura

$J_r$ : Momento de inercia del rotor

$b_r$ : Coeficiente de fricción viscosa entre el rotor y el estator

$\omega$ : Velocidad angular del rotor

$\theta$ : Desplazamiento angular del rotor

$T_e$ : Par electromecánico

$k_m$ : Constante mecánica, considerando un flujo magnético constante

$k_e$ : Constante eléctrica, considerando un flujo magnético constante

El modelado de la parte eléctrica del sistema se desarrolla observando la malla eléctrica. Por la ley de Kirchhoff, la suma de tensiones eléctricas en cada elemento que conforma a la malla, es igual a la tensión de la fuente de excitación.

$$v(t) = R_a i_a(t) + L_a \frac{di_a(t)}{dt} + e(t) \quad (17)$$

Para el modelado de la parte mecánica se tiene que observar el diagrama de cuerpo libre. Por la ley de Newton, la suma de fuerzas que hacen girar al rotor respecto

<sup>42</sup> Esquema electromecánico de un motor DC – creación propia.

Basado en el libro: Control de procesos, Esteban del Castillo, pp. 15.

al eje simétrico, es igual a la suma de momentos que se oponen al movimiento del mismo.

$$T_e = J_r \frac{d\omega(t)}{dt} + b_r \omega(t) \quad (18)$$

Las ecuaciones (19) y (20) vinculan directamente la parte mecánica del sistema con la parte eléctrica

$$T_e(t) = k_m i_a(t) \quad (19)$$

$$e(t) = k_e \omega(t) \quad (20)$$

Reemplazando la ecuación (19) en (17)

$$v(t) = R_a i_a(t) + L_a \frac{di_a(t)}{dt} + k_e \omega(t)$$

Aplicando transformada de Laplace

$$V(s) = R_a I_a(s) + L_a S I_a(s) + k_e \omega(s)$$

$$V(s) - k_e \omega(s) = (R_a + L_a S) I_a(s)$$

$$I_a(s) = \frac{V(s) - k_e \omega(s)}{R_a + L_a S} \quad (21)$$

Reemplazando la ecuación (20) en (18)

$$k_m i_a(t) = J_r \frac{d\omega(t)}{dt} + b_r \omega(t)$$

Aplicando transformada de Laplace

$$k_m I_a(s) = J_r S \omega(s) + b_r \omega(s)$$

$$I_a(s) = \frac{\omega(s) [J_r S + b_r]}{k_m} \quad (22)$$

Igualando las ecuaciones (21) y (22)

$$\frac{J_r S \omega(s) + b_r \omega(s)}{k_m} = \frac{V(s) - k_e \omega(s)}{R_a + L_a S}$$

$$\omega(s) [J_r S + b_r] [R_a + L_a S] = V(s) k_m - k_e k_m \omega(s)$$

$$\frac{\omega(s)}{V(s)} = \frac{k_m}{(J_r S + b_r)(R_a + L_a S) + k_e k_m} \quad (23)$$

Entonces para posición angular seria lo siguiente:

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{1}{S} \frac{k_m}{(J_r S + b_r)(R_a + L_a S) + k_e k_m} \quad (24)$$

La ecuación (24) muestra el modelo matemático de un motor sin carga, sin embargo, el servomotor del proyecto de Tesis tiene incorporado un sistema de engranajes que reducen la magnitud de velocidad a 1 RPM; además, el servomotor mueve una carga (gantry o colimador). Por lo tanto el modelo matemático debe incorporar los efectos de la carga, entonces el modelo matemático del proyecto de Tesis es:

$$\frac{\theta(s)}{V(s)} = \frac{1}{s} \frac{k_m}{(J_T s + b_T)(R_a + L_a s) + k_e k_m} \quad (25)$$

$J_T$ : Momento de inercia del rotor y de la carga

$b_T$ : Coeficiente de fricción viscosa del rotor y de la carga

### i) Modelo matemático del modelo a escala (1/60) del acelerador lineal

El programa Toolbox Ident de MATLAB es usado para determinar los parámetros de la función de transferencia de la ecuación (25); una tarjeta electrónica de adquisición de datos es utilizada para mover el servomotor, y a su vez transmitir los pulsos del codificador rotatorio (posición del servomotor) hacia el computador (periodo de muestreo=33.3m segundos). Se obtienen 1618 valores; estos valores son convertidos a radianes, y llevados al MATLAB para obtener la función de transferencia. En la figura 2.22 se observa la gráfica de los valores obtenidos con un best fit de 99.27, en el anexo E se muestra dichos valores. .

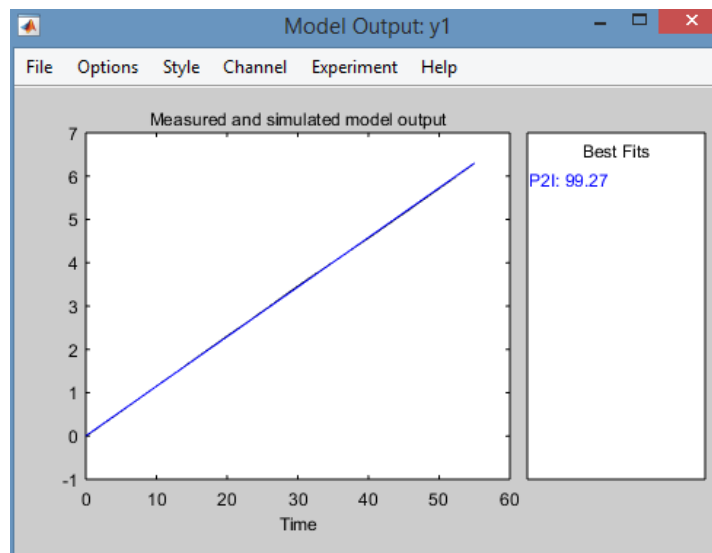


Figura 2.22 Gráfica de los pulsos del encoder.<sup>43</sup>

<sup>43</sup> Gráfica de los pulsos del encoder – creación propia.

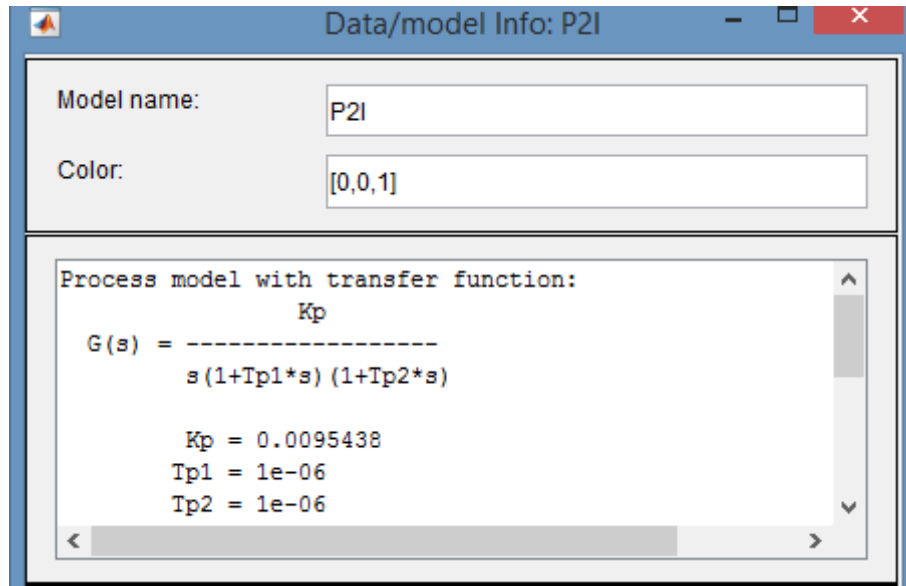


Figura 2.23 Valores obtenidos de kp, tp1 y tp2.<sup>44</sup>

$$G(s) = \frac{k_p}{s(1 + tp_1s)(1 + tp_2s)} = \frac{k_p}{tp_1tp_2s^3 + (tp_1 + tp_2)s^2 + s} \quad (25)$$

Reemplazando los valores de kp, tp1 y tp2 obtenidos en la ecuación (25), se obtiene lo siguiente:

$$G(s) = \frac{0.0095438}{10^{-12}s^3 + 2 \times 10^{-6}s^2 + s}$$

$$G(s) = \frac{9543.8 \times 10^6}{s^3 + 2 \times 10^6 s^2 + 1 \times 10^{12} s} \quad (26)$$

#### j) Usando la herramienta PID tuner de Matlab

Con el PID Tuner se obtiene los valores de las ganancias proporcional, integral y derivativa para diseñar el mejor controlador.

<sup>44</sup> Valores obtenidos de kp, tp1 y tp2 con el Matlab – creación propia.

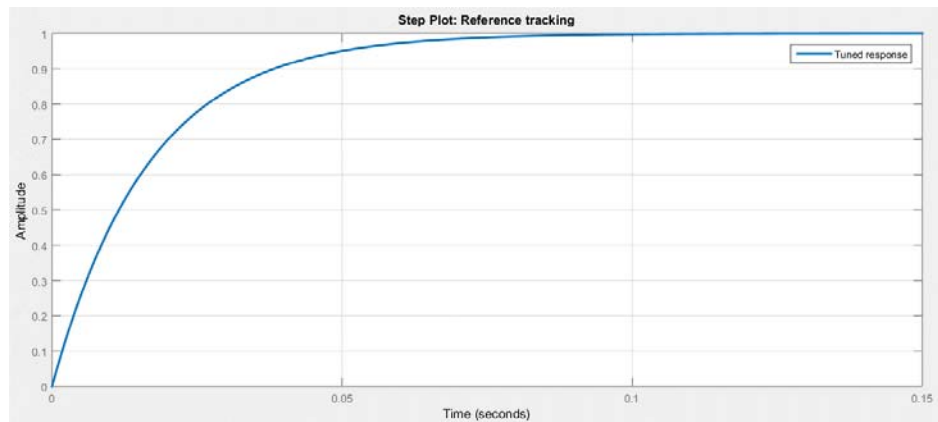


Figura 2.24 PID Tuner con control proporcional.<sup>45</sup>

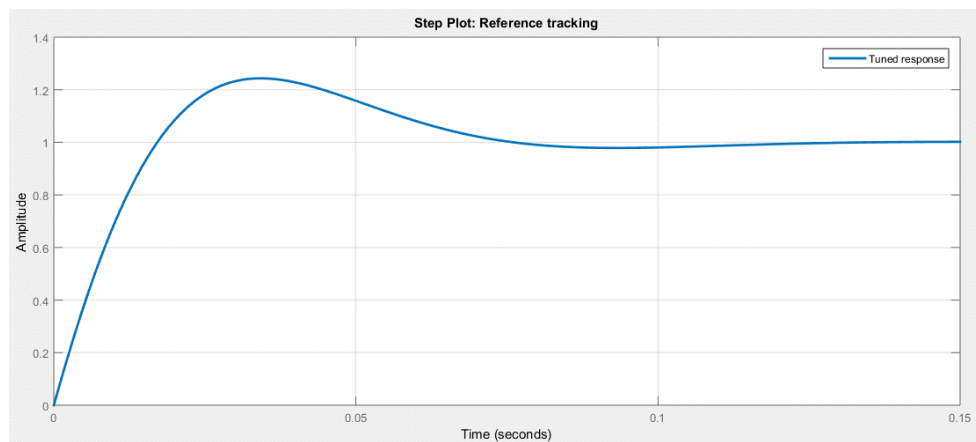


Figura 2.25 PID Tuner con control proporcional integral.<sup>46</sup>

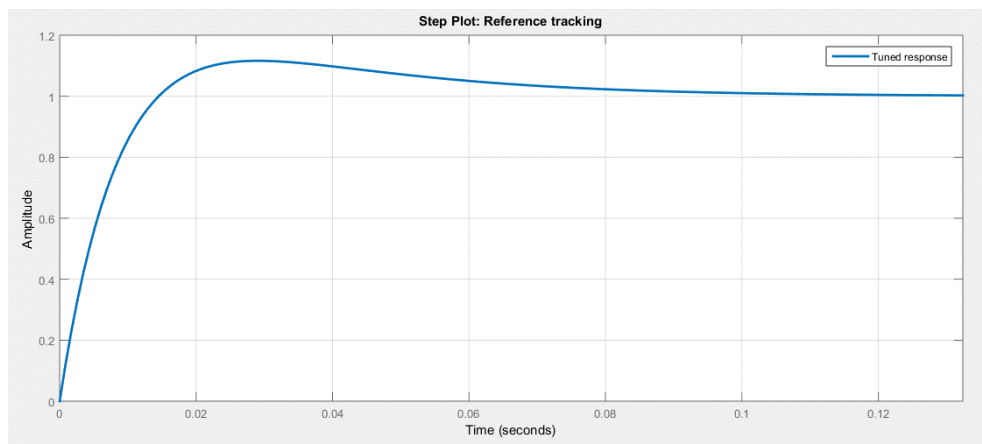


Figura 2.26 PID Tuner con control PID.<sup>47</sup>

<sup>45</sup> PID Tuner en la planta con control proporcional – creación propia.

<sup>46</sup> PID Tuner en la planta con control proporcional integral – creación propia.

<sup>47</sup> PID Tuner en la planta con control proporcional integral derivativo – creación propia.

### k) Modelo matemático de un acelerador lineal real

El servomotor que usa un acelerador lineal es de la marca Aerotech 1210.

Las especificaciones del servomotor son:

- Inductancia de armadura ( $L_a$ ): 4.9 mH
- Resistencia de armadura ( $R_a$ ): 1.8 Ohm
- Momento de inercia de armadura ( $J_m$ ):  $9.2 \times 10^{-4} \text{ Kg-m}^2$
- Constante contra electromotriz ( $K_e$ ): 0.247 V seg/rad
- Constante de torque ( $K_m$ ): 0.25 N-m/A

El momento de inercia en el acelerador lineal se calcula usando el teorema de Steiner

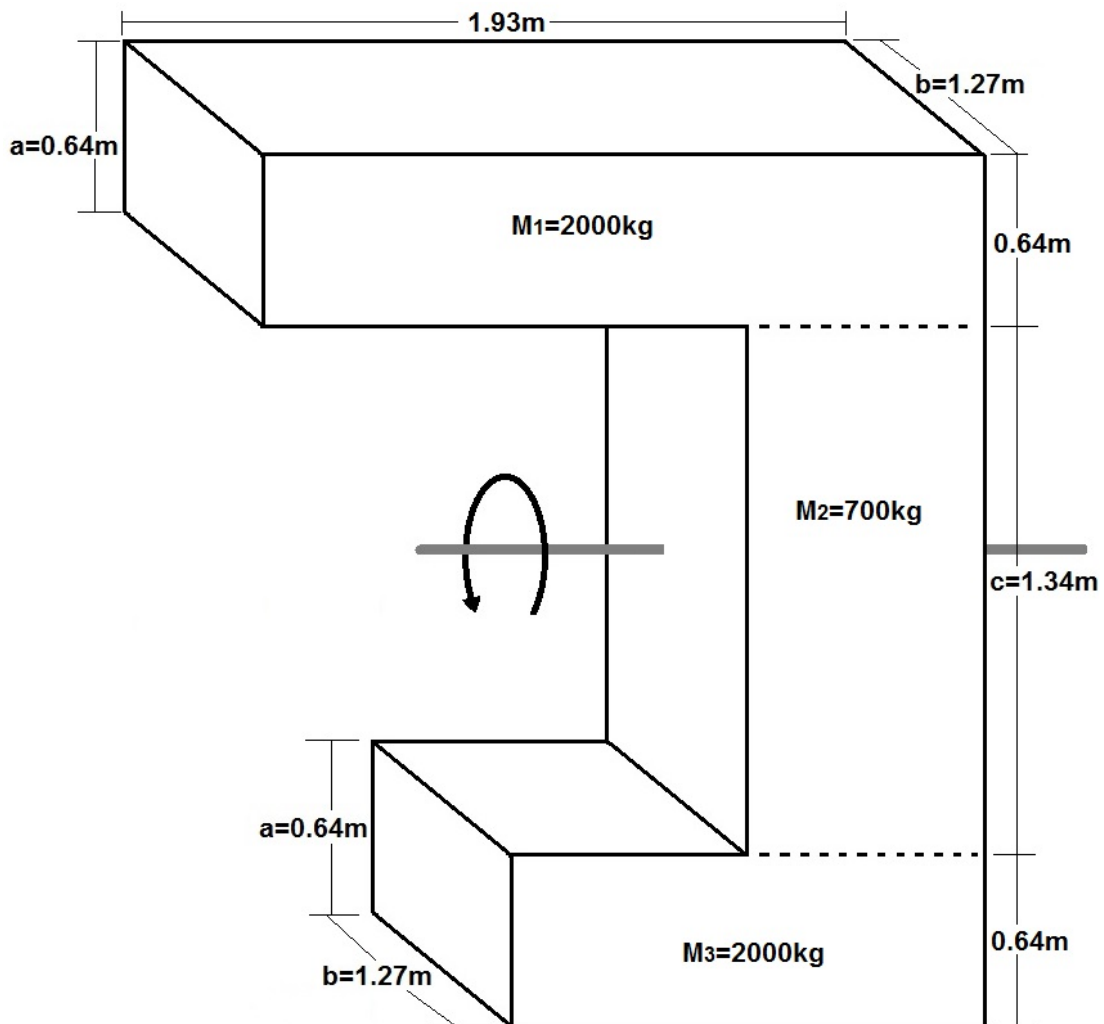


Figura 2.27 Medidas del gantry del LINAC<sup>48</sup>.

<sup>48</sup>Medidas aproximadas de un gantry – creación propia.

$$J_1 = \frac{1}{12} x M_1 (a^2 + b^2) + L^2 M_1$$

$$J_1 = \frac{1}{12} (2000)(0.64^2 + 1.27^2) + 0.99^2 x 2000$$

$$J_1 = 2.297 x 10^3$$

$$J_2 = \frac{1}{12} x M_2 (b^2 + c^2)$$

$$J_2 = \frac{1}{12} x 700 (1.27^2 + 1.34^2)$$

$$J_2 = 0.199 x 10^3$$

$$J_3 = \frac{1}{12} x M_3 (a^2 + b^2) + L^2 M_3$$

$$J_3 = \frac{1}{12} (2000)(0.64^2 + 1.27^2) + 0.99^2 x 2000$$

$$J_3 = 2.297 x 10^3$$

$$J_L = J_1 + J_2 + J_3 = 4.793 x 10^3$$

El momento de inercia total en el acelerador lineal es:

$$J = J_M + n^2 \cdot J_L$$

$$J = 9.2 x 10^{-4} + \left( \frac{1}{3000} \right)^2 4.793 x 10^3$$

$$J = 1.45 x 10^{-3}$$

El coeficiente de viscosidad total en el acelerador lineal es:

$$B = B_M + n^2 B_L$$

$$B = 26.97 x 10^{-6} + \left( \frac{1}{3000} \right)^2 15 x 10^{-3}$$

$$B = 26.97 x 10^{-6}$$

Según los valores calculados y los datos del servomotor, la función de transferencia del acelerador lineal sería:

$$J = 1.45 \times 10^{-3} \text{ Kg-m}^2$$

$$B = 26.97 \times 10^{-6} \text{ N-m}^2/\text{rad}$$

$$R = 1.8 \text{ ohms}$$

$$L = 4.9 \times 10^{-3} \text{ H}$$

$$K_m = 0.25 \text{ N-m/Amp}$$

$$K_e = 0.247 \text{ V-seg/rad}$$

$$G(s) = \frac{\omega(s)}{V(s)} = \frac{35186.488}{s^2 + 367.347s + 8691.062} \quad (27)$$

El valor del amplificador es de 16 debido a que la salida del controlador PID es una señal de 5V y el voltaje en el servomotor es de 80V.

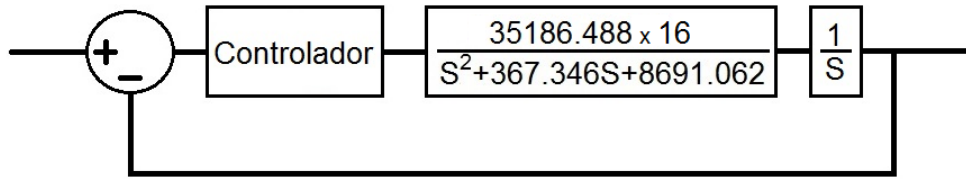


Figura 2.28 Función de transferencia de un LINAC<sup>49</sup>.

Simplificando, sistema de control realimentado usando un controlador PID sería el siguiente:

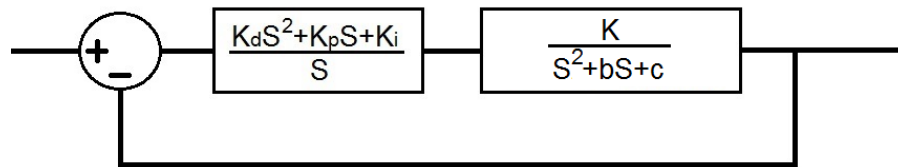


Figura 2.29 Sistema de control de un LINAC<sup>50</sup>.

El polinomio característico de la función de transferencia es:

$$P_C = s^3 + (K \cdot K_d + b)s^2 + (K \cdot K_p + c)s + K \cdot K_i \quad (28)$$

Donde

<sup>49</sup> Diagrama de bloques en lazo cerrado de un LINAC – creación propia.

<sup>50</sup> Diagrama de bloques en lazo cerrado de un LINAC – creación propia.



$$K = 16 \times 35186.488$$

$$b = 367.346$$

$$c = 8691.062$$

Se desea que el polinomio característico sea de la siguiente forma:

$$P_C = (S + \alpha\omega_n)(S^2 + 2\zeta\omega_n S + \omega_n^2) \quad (29)$$

Los polos de lazo cerrado se encuentran en:

$$\lambda_{1,2} = -\zeta\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1 - \zeta^2} \quad (30)$$

$$\lambda_3 = -\alpha\omega_n \quad (31)$$

La ecuación (29) se puede expresar de la siguiente forma:

$$P_C = S^3 + (2\zeta\omega_n + \alpha\omega_n)S^2 + (\omega_n^2 + 2\zeta\omega_n^2\alpha)S + \alpha\omega_n^3 \quad (32)$$

Igualando las ecuaciones (28) y (32), se obtiene lo siguiente:

$$K_p = \frac{\omega_n^2 + 2\zeta\omega_n^2\alpha - c}{K} \quad (33)$$

$$K_d = \frac{2\zeta\omega_n + \alpha\omega_n - b}{K} \quad (34)$$

$$K_i = \frac{\alpha\omega_n^3}{K} \quad (35)$$

Se desea que el sobre paso máximo sea de 5% y tiempo de asentamiento de 0.15 segundos.

$$M_p = e^{-\pi\zeta/\sqrt{1-\zeta^2}}$$

Entonces despejando  $\zeta$

$$\ln(M_p) = \frac{-\pi\zeta}{\sqrt{1-\zeta^2}}$$

$$\zeta = \sqrt{\frac{\ln^2(M_p)}{\ln^2(M_p) + \pi^2}} \quad (36)$$

Donde:

$M_p$ : Sobre paso máximo

$\zeta$ : razón de amortiguamiento

Entonces reemplazando valores en la ecuación (36)

$$\zeta = 0.69$$

Para un criterio del 2%, el tiempo de asentamiento  $t_{as}$  es el siguiente:

$$\begin{aligned} t_{as} &= \frac{4}{\zeta \omega_n} \\ \omega_n &= \frac{4}{\zeta \cdot t_{as}} \end{aligned} \quad (37)$$

Donde  $\omega_n$ : Frecuencia natural

$$\omega_n = 38.647$$

El valor de  $\alpha$  debe ser grande para que sea un polo dominante, por ello se le asigna el valor de 10.

Reemplazando los valores en las ecuaciones (30) y (31) para calcular los polos.

$$\lambda_{1,2} = -26.667 \pm j27.973$$

$$\lambda_3 = -386.47$$

Reemplazando los valores  $\omega_n$ ,  $\zeta$  y  $\alpha$  en las ecuaciones (33), (34) y (35).

$$k_p = 23.822 \times 10^{-3}$$

$$k_d = 1.287 \times 10^{-4}$$

$$k_i = 1.025$$

Entonces la función de transferencia seria el siguiente:

$$G(s) = \frac{72.46S^2 + 1.341 \times 10^4 S + 5.771 \times 10^5}{S^3 + 439.8S^2 + 2.21 \times 10^4 S + 5.771 \times 10^5}$$

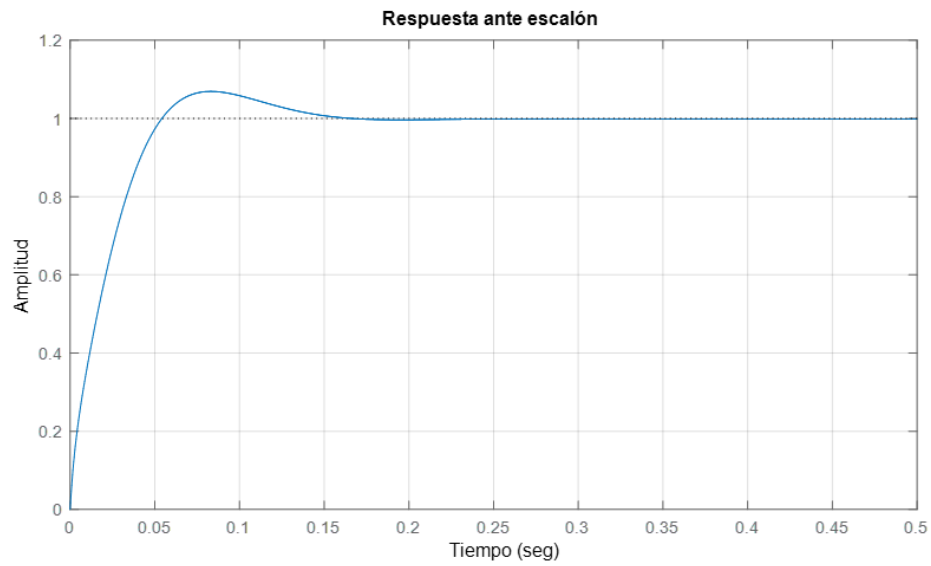


Figura 2.30 Respuesta usando control PID<sup>51</sup>.

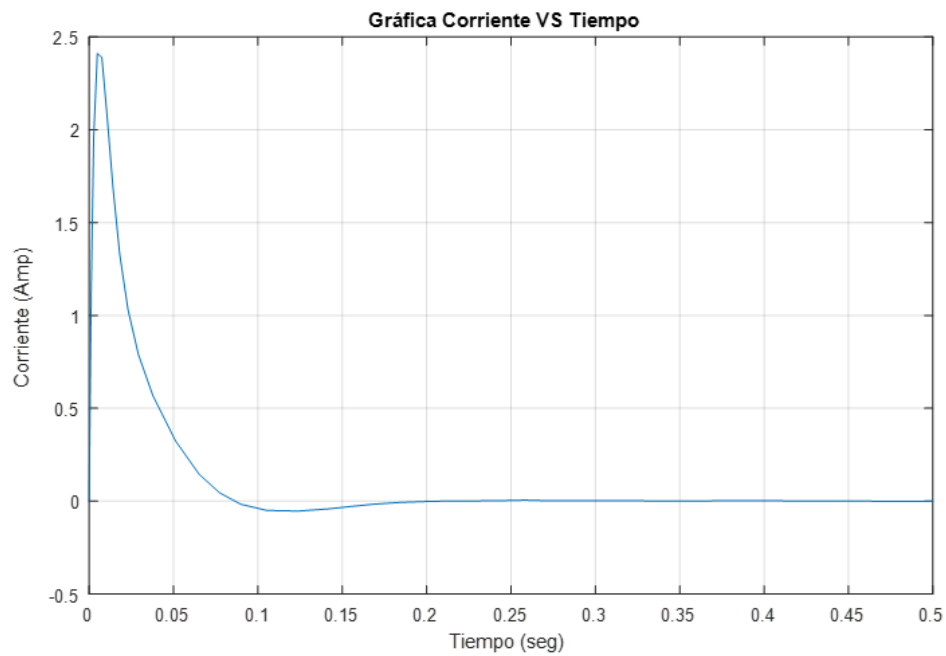


Figura 2.31 Gráfica de la corriente<sup>52</sup>

La función de transferencia  $G(s)$  se discretiza usando el método de Tustin, con un periodo de muestreo de  $10 \times 10^{-3}$  segundos

<sup>51</sup>Gráfica de la respuesta del sistema ante una estrada escalón – creación propia.

<sup>52</sup> Gráfica de la máxima corriente en un acelerador lineal – creación propia.

$$G(z) = \frac{0.2013Z^3 + 0.0495Z^2 - 0.1256Z - 0.0259}{Z^3 - 1.159Z^2 + 0.1215Z + 0.1879}$$

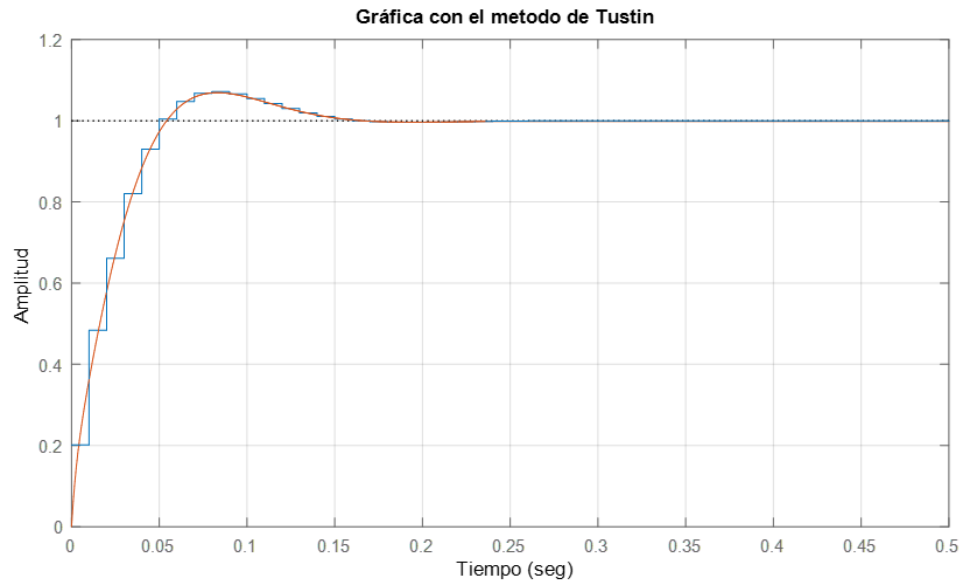


Figura 2.32 Gráfica con el método de Tustin<sup>53</sup>.

## 2.3 Etapa de simulación

En esta etapa se realiza las simulaciones por software del teclado dedicado así como del proyecto de Tesis del acelerador lineal.

### 2.3.1 Simulación del teclado dedicado

El teclado dedicado está conformado por un teclado matricial de 8x6 (se utiliza 45 botones), 2 botones, un interruptor y un interruptor llave. Para las pruebas del teclado dedicado se utiliza el programa Proteus versión 8.5, con la opción virtual USB. El esquema eléctrico del teclado matricial se observa en la figura 2.33, y el esquema eléctrico del microcontrolador con las 4 teclas restantes se observa en la figura 2.34. El anexo A muestra en detalle el esquema eléctrico del teclado dedicado.

<sup>53</sup> Gráfica del sistema de control discretizado con método de Tustin – creación propia.

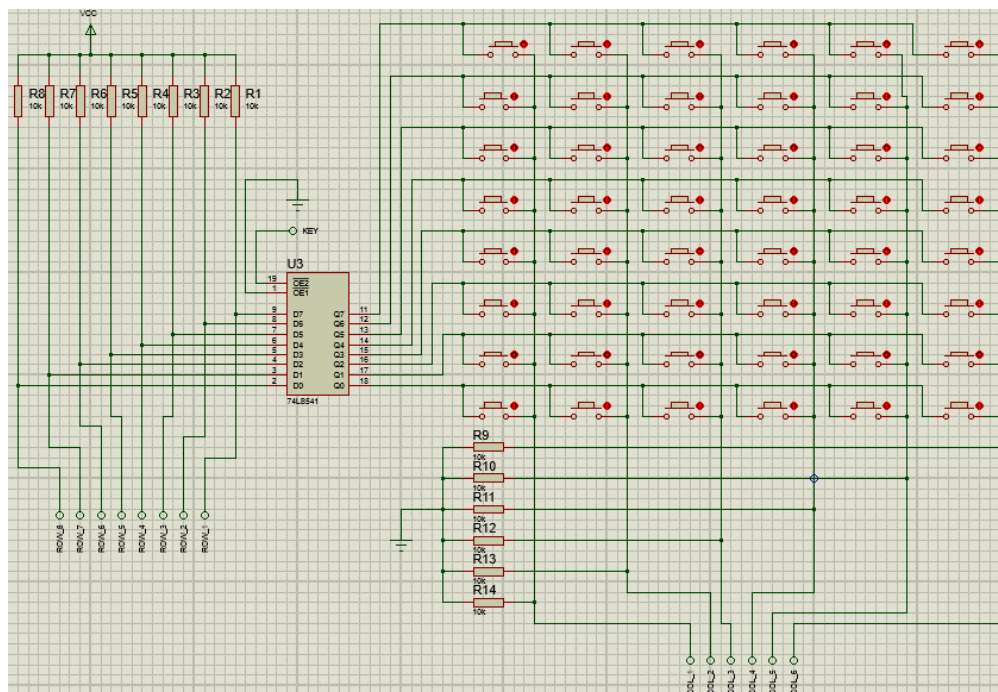


Figura 2.33 Esquema eléctrico del teclado matricial.<sup>54</sup>

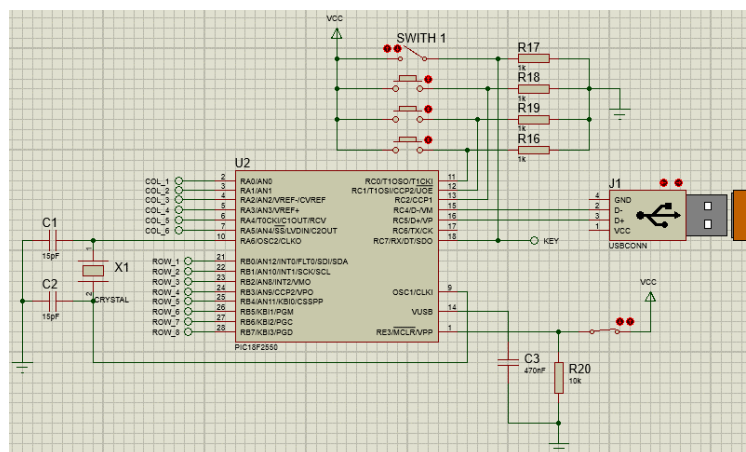


Figura 2.34 Esquema eléctrico del teclado dedicado.<sup>55</sup>

### a) Programa del teclado dedicado

El teclado dedicado es similar a un teclado HID de computador; el CCS Compiler es un programa que contiene una variedad de librerías que facilitan la programación del microcontrolador.

<sup>54</sup> Esquema eléctrico del teclado matricial – creación propia.

<sup>55</sup> Esquema eléctrico del teclado dedicado – creación propia.

```

1  #include <18f2550.h>
2  #fuses HSPLL,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NODEBUG,USBDIV,PLL5,CPUDIV1,VREGEN
3  #use delay(clock=48000000)
4  #define USB_HID_DEVICE TRUE
5  #include <pic18_usb.h>
6  #include <usb_desc_kbmouse2.h>
7  #include <usb.c>
8  #include <ctype.h>

```

Figura 2.35 Librerías y driver propias del CCS compiler.<sup>56</sup>

Una de la programación en el microcontrolador se observa en la figura 2.36. La primera fila del teclado matricial es sensado si algún pin ha cambiado a estado lógico alto, después el microcontrolador transmite el valor de la variable “key” por el puerto USB, dicho valor es decodificado e interpretado que una tecla del teclado de computador ha sido presionada. Los códigos de cada tecla de teclado de computador (valor de la variable “key”) se observan en la tabla 2.4.

```

59 LABEL_1:
60     output_B(0x01);
61     delay_ms(10);
62     dato=input_A();
63     delay_ms(10);
64     if (dato!=0x00)
65     {
66     switch (dato)
67     {
68     case 0b00000001:
69     key=0x04;          //tecla A
70     break;
71     case 0b00000010:
72     key=0x05;          //tecla B
73     break;
74     case 0b00000100:
75     key=0x1B;          //tecla X
76     break;
77     case 0b00001000:
78     key=0x06;          //tecla C
79     break;
80     case 0b00010000:
81     key=0x07;          //tecla D
82     break;
83     case 0b00100000:
84     key=0x1B;          //tecla X
85     break;
86     }
87     usb_keyboard_task();
88     delay_ms(10);
89     goto LABEL_1;
90 }

```

Figura 2.36 Parte del programa del microcontrolador.<sup>57</sup>

<sup>56</sup> Librerías y driver propias del CCS compiler – creación propia.

<sup>57</sup> Parte del programa del microcontrolador– creación propia.

La siguiente programación del teclado dedicado es similar, cada pin del puerto B es verificado si está en estado alto. La función `usb_keyboard_task` (propia del CCS compiler) transmite la información de la tecla presionada al computador.

```
18 void usb_debug_task(void)
19 {
20     static int8 last_connected;
21     static int8 last_enumerated;
22     int8 new_connected;
23     int8 new_enumerated;
24
25     new_connected=usb_attached();
26     new_enumerated=usb_enumerated();
27
28     last_connected=new_connected;
29     last_enumerated=new_enumerated;
30 }
31
32
33 void usb_keyboard_task(void)
34 {
35     static int8 tx_msg[8]={2,0,0,0,0,0,0,0};
36     tx_msg[3]=key;
37     usb_put_packet(1,tx_msg,sizeof(tx_msg),USB_DTS_TOGGLE);
38     // tx_msg[3]=0;
39 }
```

Figura 2.37 Código de envío por el USB con el CCS Compiler.<sup>58</sup>

### 2.3.2 Simulación del controlador

Se desea que el controlador realice las siguientes acciones:

- Alcanzar la posición deseada (set point).
- Corregir la posición angular del servomotor ante cualquier perturbación.

La acción de los controladores proporcional, proporcional integral (PI) y proporcional integral derivativo (PID) se observan en el servomotor del modelo a escala del acelerador lineal. La posición de servomotor empieza en 0 grados sexagesimales y deberá girar hasta la posición de 20 grados. La posición del servomotor con un controlador P, PI y PID se observa en la figura 2.38, 2.39 y 2.40 respectivamente.

---

<sup>58</sup> Código de envío por el USB con el CCS Compiler – creación propia.

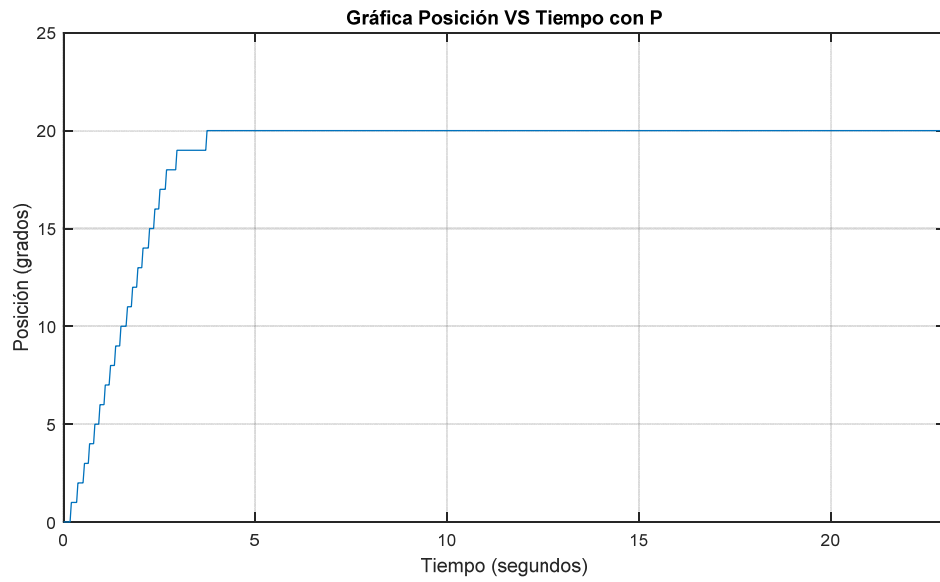


Figura 2.38 Gráfica de Posición VS Tiempo con control proporcional<sup>59</sup>

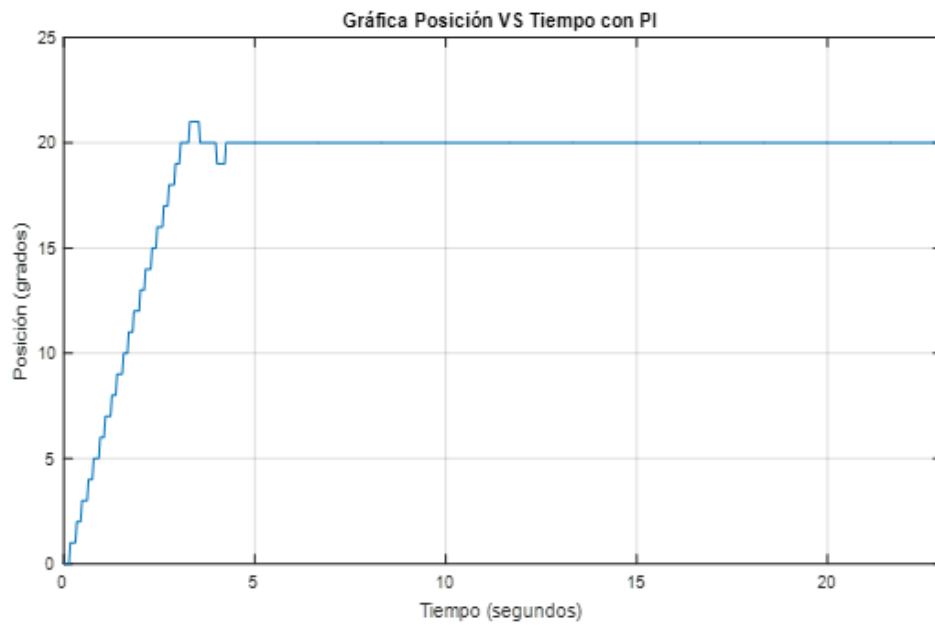


Figura 2.39 Gráfica de Posición VS Tiempo con control PI<sup>60</sup>

<sup>59</sup> Gráfica de Posición VS Tiempo con control proporcional – creación propia.

<sup>60</sup> Gráfica de Posición VS Tiempo con control PI – creación propia



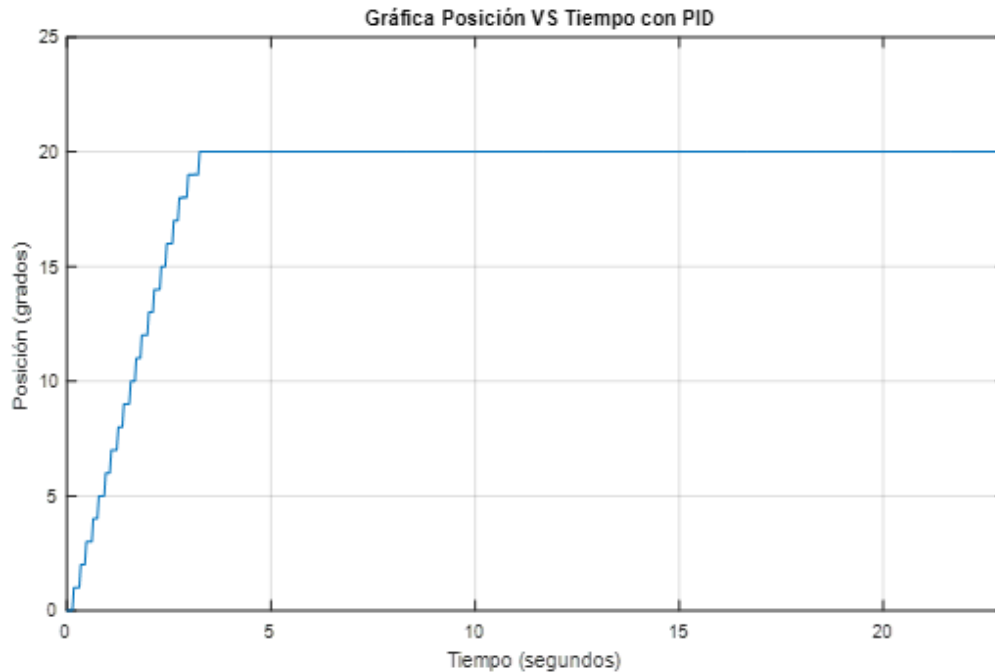


Figura 2.40 Gráfica de Posición VS Tiempo con PID<sup>61</sup>.

El servomotor gira hasta alcanzar el valor de la posición deseada con un control proporcional, PI o un PID; pero, para un controlador PI se produce una oscilación, esto no sucede con el controlador proporcional ni con el PID.

El servomotor debe realmente alcanzar el valor de la posición programada por el usuario (posición deseada); para verificar la posición real del servomotor se realiza lo siguiente: el servomotor gira en diferentes posiciones (45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315° y 360°), y se mide el valor de la posición real del servomotor usando una escuadra. La posición mostrada por el software y la posición real (mecánicamente) se observa en la tabla 2.7.

De la tabla 2.7 se observa lo siguiente:

- En el control proporcional no alcanza totalmente el valor deseado (setpoint)
- En un control PID, los valores indicados por software y mecánicamente son muy similares, entonces el control PID es el mejor controlador.
- En un acelerador lineal es importante la exactitud en la posición, se requiere que el rango de tolerancia este en  $\pm 2^\circ$ .

<sup>61</sup> Gráfica de posición VS tiempo usando un control proporcional integral – creación propia.

Tabla 2.7 Diferencia entre software y mecánicamente.

Valor con software (grados)	Valor medido mecánicamente (grados)		
	Control P	Control PI	Control PID
0	0	0	0
45	44.5	45	45
90	89	89.5	89.5
135	134	134.5	134.5
180	179	179.5	179
225	224	224.5	224.5
270	268.5	268.5	269
315	313	314	314
360	357	358	359

## 2.4 Etapa de Implementación

### 2.4.1 Implementación del teclado dedicado

El teclado dedicado tiene 47 botones, un switch de parada y una llave de habilitación; las teclas y controles están divididos en los siguientes grupos de izquierda a derecha: teclas de movimiento, teclas de funciones, teclas de cursor y teclado numérico; y teclas de control del haz.

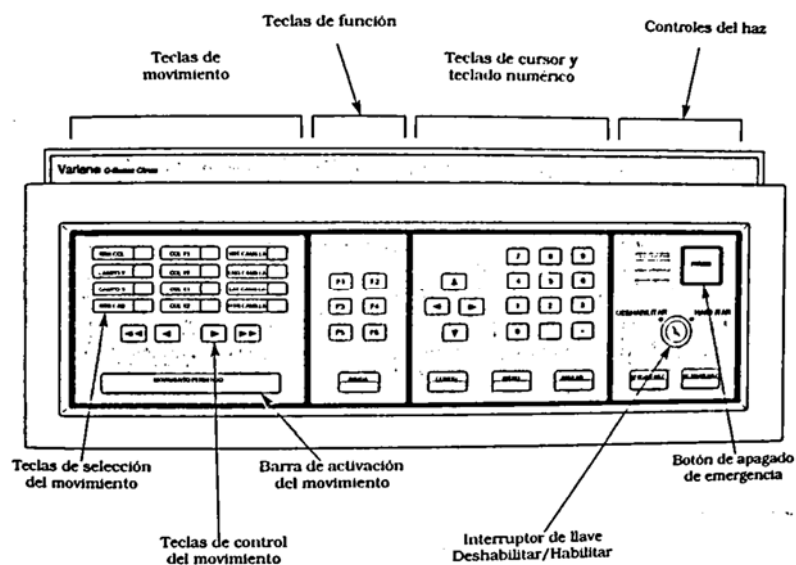


Figura 2.41 División de las teclas en grupos<sup>62</sup>.

<sup>62</sup> División de las teclas en el teclado dedicado.

### **a) Teclas de movimiento**

Las teclas de movimiento permiten mover el colimador y gantry desde el teclado dedicado. Las teclas de selección de movimiento identifican que movimiento ocurrirá resaltando la lectura de posición correspondiente en la parte inferior de la pantalla. Las teclas de selección de movimiento son las siguientes:

- COLL RTN: rotación de colimador
- FIELD Y: movimiento del campo Y (en modo colimador simétrico)
- FIELD X: movimiento del campo Y (en modo colimador simétrico)
- GANTRY RTN: rotación del gantry
- COLL Y1: movimiento de colimador superior Y1 (en modo colimador asimétrico)
- COLL Y2: movimiento de colimador superior Y2 (en modo colimador asimétrico)
- COLL X1: movimiento de colimador inferior X1 (en modo colimador asimétrico)
- COLL X2: movimiento de colimador inferior X1 (en modo colimador asimétrico)
- COUCH VRT: movimiento vertical de la camilla (no activado por el momento)
- COUCH LNG: movimiento longitudinal de la camilla (no activado)
- COUCH LAT: movimiento lateral de la camilla (no activado por el momento)
- COUCH RTN: movimiento rotacional de la camilla (no activado por el momento)

Las teclas de control de movimiento definen la velocidad y dirección de un movimiento. Hay cuatro teclas de movimiento: doble y una sola flecha izquierda, y doble y una sola flecha derecha. Doble flecha causa un movimiento más rápido; una sola flecha causa un movimiento lento. La dirección de la flecha(s) define la dirección del movimiento. Las teclas de activación del movimiento causan una selección de movimiento a ocurrir cuando es presionado al mismo tiempo con una de las teclas de control de movimiento.

### **b) Teclas de funciones**

- F1 – F6: estas teclas realizan funciones que varían durante el curso de la programación. En el lado inferior de la pantalla muestra las actuales funciones habilitadas.

- HELP: muestra información de ayuda en la programación de la máquina. Al presionar HELP por segunda vez remueve la información de ayuda.

### c) Teclas de cursor y teclado numérico

Las teclas de cursor son para mover la selección de un lugar a otro dentro de la interfaz gráfica, y el teclado numérico es para introducir los valores numéricos que se necesita. La tecla SETUP es para ir al menú principal del programa, la tecla ENTER es para confirmar la selección que se ha hecho con las teclas cursor o confirmar el valor introducido con el teclado numérico, y la tecla CLEAR es para borrar el valor introducido con el teclado numérico.

### d) Controles del haz

Todas las teclas descritas anteriormente pueden ser bloqueadas con el giro de la llave, a excepción de las teclas de control de haz. La tecla EMERGENCY OFF es un switch que apaga inmediatamente el acelerador lineal, solo se usa en caso de una emergencia (sobre irradiación del paciente, mal funcionamiento del acelerador, etc.); la tecla BEAM ON inicializa el haz de radiación sobre el paciente; y la tecla BEAM OFF detiene el haz de radiación. [29]. El teclado dedicado del sistema de entrenamiento se observa en la figura 2.42; el teclado posee todas las teclas de un teclado dedicado original, incluyendo la llave de bloqueo. La tarjeta electrónica del teclado dedicado se observa en la figura 2.43; esta tarjeta tiene un microcontrolador 18F2550, un buffer 74LS541, y resistencias pull-up y pull-down; las tarjetas del teclado dedicado se alimentan del voltaje que proporciona el puerto USB.



Figura 2.42 Teclado dedicado del sistema de entrenamiento<sup>63</sup>.

<sup>63</sup> Teclado dedicado del sistema de entrenamiento – creación propia.

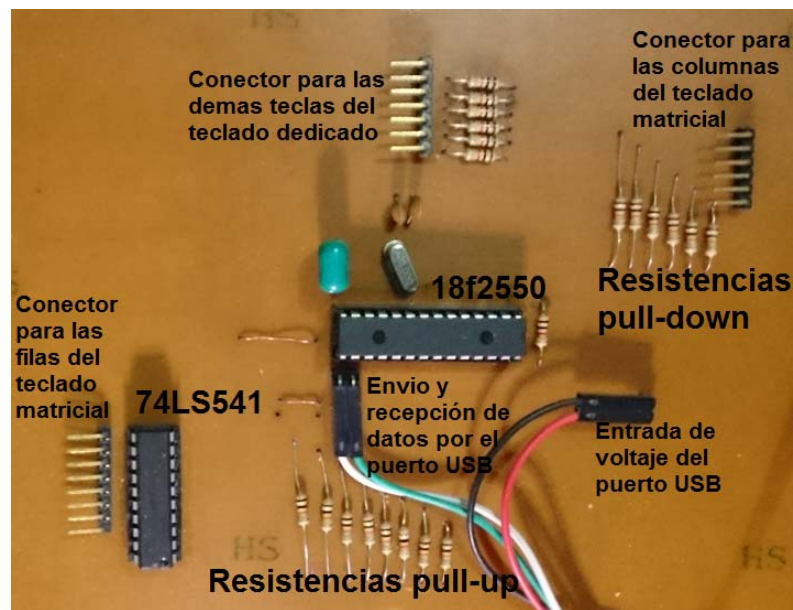


Figura 2.43 Tarjeta electrónica principal del teclado dedicado<sup>64</sup>.

### 2.4.1 Implementación de la interfaz gráfica

La interfaz gráfica está diseñada con el programa Visual C# 2013, versión community. Para implementar la interfaz gráfica se utiliza las herramientas del formulario de visual C#.

La pantalla inicial de la interfaz gráfica se observa en la figura 2.44; hay seis opciones para elegir, las cuales son:

- MORNING CHECKOUT: En este modo se realiza una comprobación del acelerador lineal, esto se debe realizar una vez al día, antes de usar la máquina.
- CLINICAL: En este modo es donde el tecnólogo médico puede mover y programar el acelerador lineal. Este modo es el más común y es el que se desarrolla este proyecto de Tesis.
- SPECIAL PROCEDURES: Este modo es para tratamientos especiales y delicados como radiación de cuerpo completo.
- PHYSICS: Este modo es solo para los físicos médicos, es aquí donde se puede programar parámetros como: fecha, hora, dosis máxima, factor de tiempo, configuración del control matinal, etc.

<sup>64</sup> Tarjeta electrónica principal del teclado dedicado – creación propia.

- SERVICE: Este modo es para el personal que se encarga de la reparación y mantenimiento del acelerador lineal. Con este modo se puede anular los interlock de seguridad para las pruebas del equipo.
- COMMUNICATIONS: Es aquí donde se visualiza los tratamientos realizados, parámetros empleados y mensajes de error si es que ocurriese.

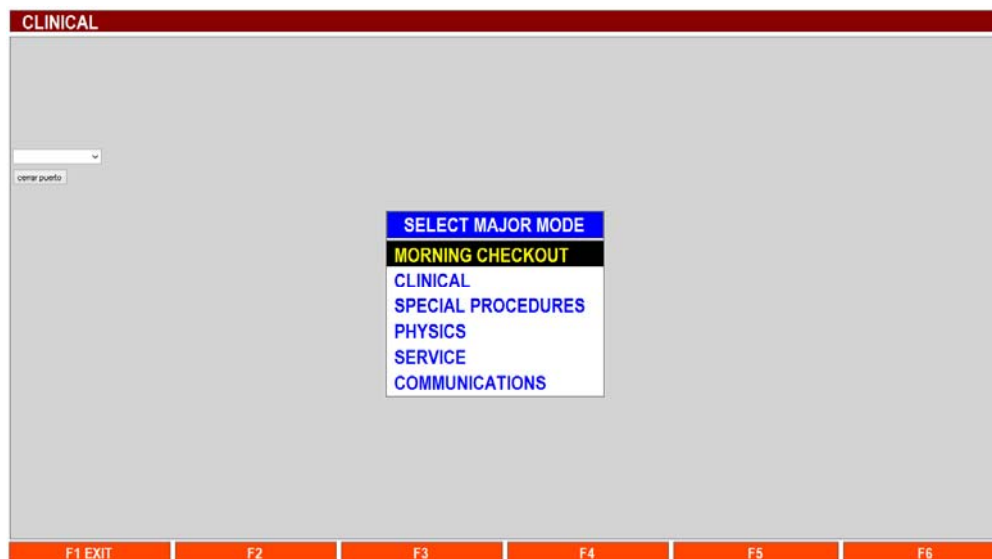


Figura 2.44 Ventana inicial de la interfaz gráfica creada<sup>65</sup>.

Para programar el acelerador lineal se elige la opción CLINICAL (modo clínico); el panel central en donde aparecen cinco opciones del modo clínico se observa en la figura 2.45, las cuales son:

- XRAYs FIXED: Este tratamiento es el más común, es para tratamiento de pacientes usando fotones.
- ELECTRON FIXED: Es el segundo más común, es para tratamiento de pacientes con electrones. Este tratamiento no lo tiene equipos de baja energía.
- DYNAMIC ARC X-RAYS: Consiste en tratamiento con fotones mientras el equipo está girando.
- ENHANCED D-WEDGE X-RAYS: El equipo dispara mientras el campo de irradiación se va cerrando.
- PORT FILM: Esta especialmente diseñado para sacar placas a los pacientes.

<sup>65</sup> Ventana inicial de la interfaz gráfica creada – creación propia.

CLINICAL									
MU1 0		MU2 0		TIME 0		DOSE RATE 0		SYMMETRY 0	
TREATMENT TYPE		ENERGY		MU		ORIG MU		TIME	
<div> <div>SELECT TREATMENT</div> <div> X-RAY FIXED  ELECTRON FIXED  DYNAMIC ARC X-RAYS  ENHANCED D-WEDGE X-RAYS  PORT FILM </div> </div>									
COLL RTN				deg		COLL Y1			
FIELD Y				cm		COLL Y2			
FIELD X				cm		COLL X1			
GANTRY RTN				deg		COLL X2			
COUCH VRT				cm		COUCH LNG			
COUCH LAT				cm		COUCH RTN			
deg									
F1 EXIT		F2 POSITION		F3		F4		F5	

Figura 2.45 Ventana para el inicio de la programación - modo clínico<sup>66</sup>.

Aparte de los diferentes tipos de tratamiento, también se puede observar en la parte superior unos cuadros. La función de cada cuadro se observa en la figura 2.46.

MU1	MU2	TIME	DOSE RATE	SYMMETRY
0	0	0	0	0
<div>Muestra la MU1 programada por el tecnólogo médico antes de iniciar el tratamiento</div> <div>Muestra el valor de MU1 y MU2, este valor ira aumentando hasta que finalice el tratamiento, el valor final debe ser igual a la MU1 programada</div>		<div>Muestra el tiempo que da el equipo para finalizar el tratamiento</div> <div>Muestra el tiempo transcurrido, este valor ira aumentando hasta que finalice el tratamiento.</div>	<div>Muestra el valor del DOSE RATE o tasa de dosis, este valor es configurado en el modo fisico.</div> <div>Muestra el valor del DOSE RATE mientras el paciente esta en pleno tratamiento.</div>	<div>Muestra la simetria del equipo</div>

Figura 2.46 Cuadro de valores con respecto a la dosis<sup>67</sup>.

En el primer cuadro se visualiza las unidades monitor (MU) 1 y 2, el valor de MU1 es programado por el tecnólogo médico; el valor de MU2 es asignado

<sup>66</sup> Ventana para el inicio de la programación - modo clínico – creación propia.

<sup>67</sup> Cuadro de valores con respecto a la dosis – creación propia.

automáticamente por el LINAC, siendo su valor una unidad monitor más que MU1. El segundo cuadro muestra el tiempo que asigna el equipo según las unidades monitor que se haya programado, la ecuación (30) muestra cómo se obtiene el valor del tiempo.

$$\text{tiempo}_{\text{minutos}} = \frac{\text{unidades monitor}}{\text{dose rate}} + 0.05 \quad (30)$$

El tercer cuadro muestra la tasa de dosis (dose rate) programada en el equipo y la tasa de dosis actual mientras se libera el haz de radiación, ambos valores deben ser iguales o similares. El cuarto cuadro muestra la simetría del haz de radiación, este valor no lo programa el tecnólogo médico, solo puede ser calibrado desde el modo servicio.

El valor de la posición de las diferentes partes movibles que tiene el acelerador lineal se observa en la figura 2.47.

COLL RTN	<b>1</b>	deg	COLL Y1	<b>5</b>	cm	COUCH VRT	<b>9</b>	cm
FIELD Y	<b>2</b>	cm	COLL Y2	<b>6</b>	cm	COUCH LNG	<b>10</b>	cm
FIELD X	<b>3</b>	cm	COLL X1	<b>7</b>	cm	COUCH LAT	<b>11</b>	cm
GANTRY RTN	<b>4</b>	deg	COLL X2	<b>8</b>	cm	COUCH RTN	<b>12</b>	deg

1. Muestra la posición del colimador en grados
2. Muestra la posición del campo Y en centímetros
3. Muestra la posición del campo X en centímetros
4. Muestra la posición del gantry en grados
5. Muestra la posición del colimador Y1 en centímetros
6. Muestra la posición del coliamdor Y2 en centímetros
7. Muestra la posición del colimador X1 en centímetros
8. Muestra la posición del colimador X2 en centímetros
9. Muestra la posición vertical de la mesa de tratamiento en centímetros
10. Muestra la posición longitudinal de la mesa de tratamiento en centímetros
11. Muestra la posición lateral de la mesa de tratamiento en centímetros
12. Muestra la posición de la mesa de tratamiento en grados

Figura 2.47 Cuadro de información de posición de las diferentes partes de un LINAC<sup>68</sup>.

La interfaz gráfica cuando el acelerador está liberando haz de radiación sobre el paciente se observa en la figura 2.48.

<sup>68</sup> Cuadro de información de posición de las diferentes partes de un LINAC – creación propia.



CLINICAL							
<b>MU1</b> <div>45</div> <div>100</div>		<b>MU2</b> <div>45</div>		<b>TIME</b> <div>0.15</div> <div>0.38</div>		<b>DOSE RATE</b> <div>300</div> <div>300</div>	
<b>SYMMETRY</b> <div>0</div> <div>0</div>				<b>MU1</b> <b>MU2</b>			
<div> <div>TREATMENT TYPE</div> <div>ENERGY</div> <div>MU</div> <div>ORIG MU</div> <div>TIME</div> <div>ACCESORY</div> </div>							
<div> <div>FIXED X</div> <div>6 MV</div> <div>100</div> <div></div> <div>0.38</div> <div>15° IN</div> </div>							
<div>BEAM ON</div> <div>6 MV   FIXED X</div>							
<b>COLL RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL Y1</b> <div></div> cm		<b>COUCH VRT</b> <div></div> cm			
<b>FIELD Y</b> <div></div> cm		<b>COLL Y2</b> <div></div> cm		<b>COUCH LNG</b> <div></div> cm			
<b>FIELD X</b> <div></div> cm		<b>COLL X1</b> <div></div> cm		<b>COUCH LAT</b> <div></div> cm			
<b>GANTRY RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL X2</b> <div></div> cm		<b>COUCH RTN</b> <div></div> deg			
F1 EXIT		F2		F3		F4	
F5		F6					

Figura 2.48 Ventana de la interfaz gráfica de usuario cuando el paciente está en tratamiento<sup>69</sup>.

Para mover el gantry o colimador se necesita presionar la tecla F2 del teclado dedicado; entonces se visualiza el panel TARGET POSITIONS; en este panel se introduce el valor de la posición a mover cualquiera de las partes movibles del acelerador lineal.

CLINICAL							
<b>MU1</b> <div>0</div>		<b>MU2</b> <div>0</div>		<b>TIME</b> <div>0</div>		<b>DOSE RATE</b> <div>0</div>	
<b>SYMMETRY</b> <div>0</div> <div>0</div>				<b>MU1</b> <b>MU2</b>			
<div> <div>TREATMENT TYPE</div> <div>ENERGY</div> <div>MU</div> <div>ORIG MU</div> <div>TIME</div> <div>ACCESORY</div> </div>							
<div> <div></div> <div></div> <div></div> <div></div> <div></div> <div></div> </div>							
<b>TARGET POSITIONS</b>							
<b>COLL RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL Y1</b> <div></div> cm		<b>COUCH VRT</b> <div></div> cm			
<b>FIELD Y</b> <div></div> cm		<b>COLL Y2</b> <div></div> cm		<b>COUCH LNG</b> <div></div> cm			
<b>FIELD X</b> <div></div> cm		<b>COLL X1</b> <div></div> cm		<b>COUCH LAT</b> <div></div> cm			
<b>GANTRY RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL X2</b> <div></div> cm		<b>COUCH RTN</b> <div></div> deg			
<b>COLL RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL Y1</b> <div></div> cm		<b>COUCH VRT</b> <div></div> cm			
<b>FIELD Y</b> <div></div> cm		<b>COLL Y2</b> <div></div> cm		<b>COUCH LNG</b> <div></div> cm			
<b>FIELD X</b> <div></div> cm		<b>COLL X1</b> <div></div> cm		<b>COUCH LAT</b> <div></div> cm			
<b>GANTRY RTN</b> <div></div> deg		<b>COLL X2</b> <div></div> cm		<b>COUCH RTN</b> <div></div> deg			
F1 EXIT		F2 POSITION		F3		F4	
F5		F6					

Figura 2.49 Asignación de una posición una parte movable del LINAC<sup>70</sup>.

<sup>69</sup> Ventana de la interfaz gráfica cuando el paciente está en tratamiento – creación propia.

<sup>70</sup> Asignación de una posición una parte movable del LINAC – creación propia.

El programa VISUAL C# transmite y recibe datos a través del puerto serial; los computadores tienen puerto USB, entonces se necesita el módulo CP2102; este módulo crea un puerto serial virtual cuando es conectado al puerto USB del computador; de este modo, la interfaz gráfica transmite la posición que debe girar el gantry o colimador.

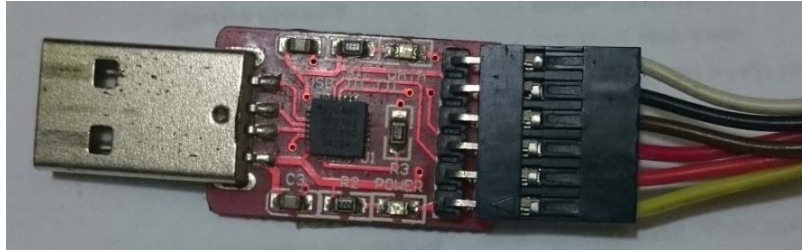


Figura 2.50 Módulo CP2102<sup>71</sup>.

### 2.4.3 Implementación del acelerador lineal

Los servomotores que mueven el gantry o colimador son de 1RPM 12v 1.5A; estos servomotores tienen incorporado un sistema de reducción de velocidad por medio de engranajes. El servomotor escogido para el sistema de entrenamiento se observa en la figura 2.51; es un servomotor de doble eje, uno de los ejes mueve el codificador fotoeléctrico de 24v-5v 360PPR, y el otro eje mueve el gantry o colimador. El codificador fotoeléctrico y el servomotor se observan en la figura 2.52.



Figura 2.51 Motor 12v con caja reductora de velocidad a 1RPM<sup>72</sup>.

---

<sup>71</sup> Foto del módulo CP2102 USB-Serial – creación propia.

<sup>72</sup> Foto del servomotor 12v con caja reductora de velocidad a 1RPM – creación propia.

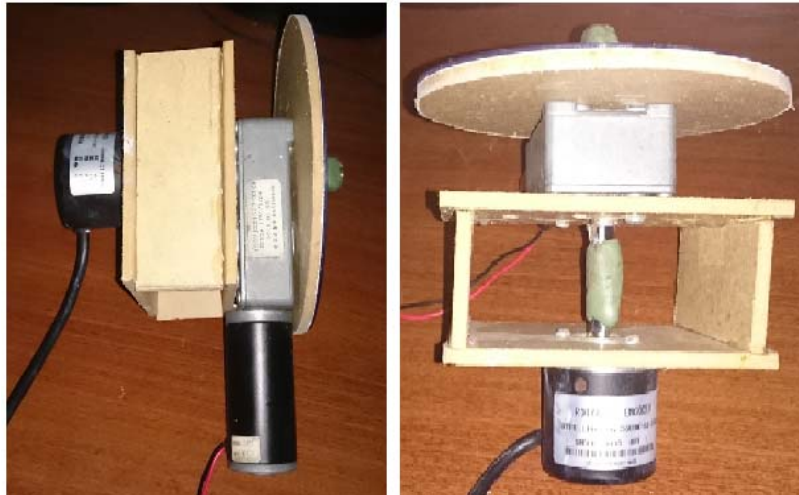


Figura 2.52 Unión por un eje entre el servomotor y el codificador.<sup>73</sup>

La implementación del modelo a escala del acelerador lineal se observa en la figura 2.53, las medidas para la referencia se toma del modelo de acelerador *CLINAC 600C/D* en una escala de 1:60 (las medidas de un acelerador lineal se encuentran en el anexo G).



Figura 2.53 Modelo a escala del LINAC<sup>74</sup>.

El gantry y colimador tienen un servomotor y un codificador, ambos son controlados por una tarjeta electrónica; esta tarjeta electrónica se encarga de las siguientes funciones:

<sup>73</sup> Foto de la unión entre el servomotor y el encoder – creación propia.

<sup>74</sup> Foto del modelo a escala del LINAC – creación propia.

- Recepción de la posición a la que debe moverse el servomotor de gantry o colimador.
- Mover e indicar el sentido de giro de cada servomotor.
- Verificar la posición del servomotor por medio de los pulsos que transmite el codificador.

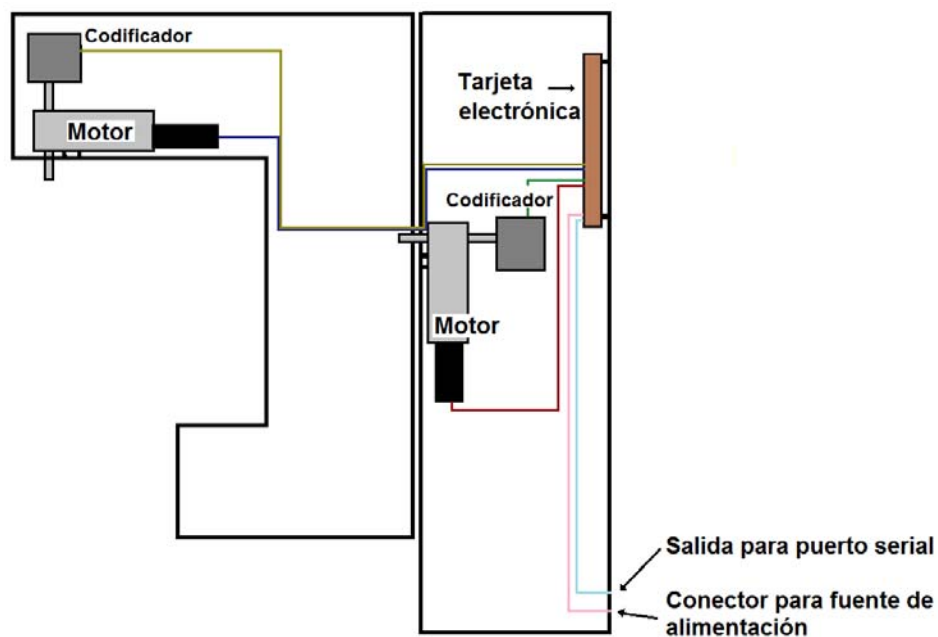


Figura 2.54 Diagrama de las conexiones del LINAC<sup>75</sup>.



Figura 2.55 Descripción de la tarjeta electrónica del LINAC<sup>76</sup>

<sup>75</sup> Diagrama de las conexiones del LINAC – creación propia.

<sup>76</sup> Foto de la tarjeta electrónica del acelerador lineal – creación propia.

El sistema de entrenamiento del proyecto de Tesis se observa en la figura 2.56 y figura 2.57 (de derecha a izquierda: teclado dedicado, PC con interfaz gráfica y el acelerador lineal a escala).

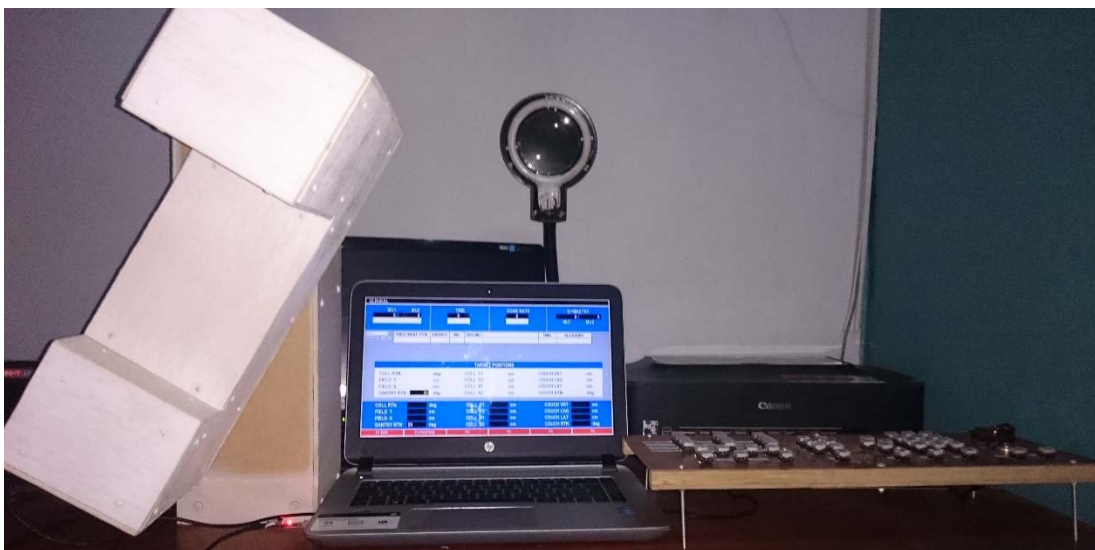


Figura 2.56 Sistema de entrenamiento de un LINAC.<sup>77</sup>

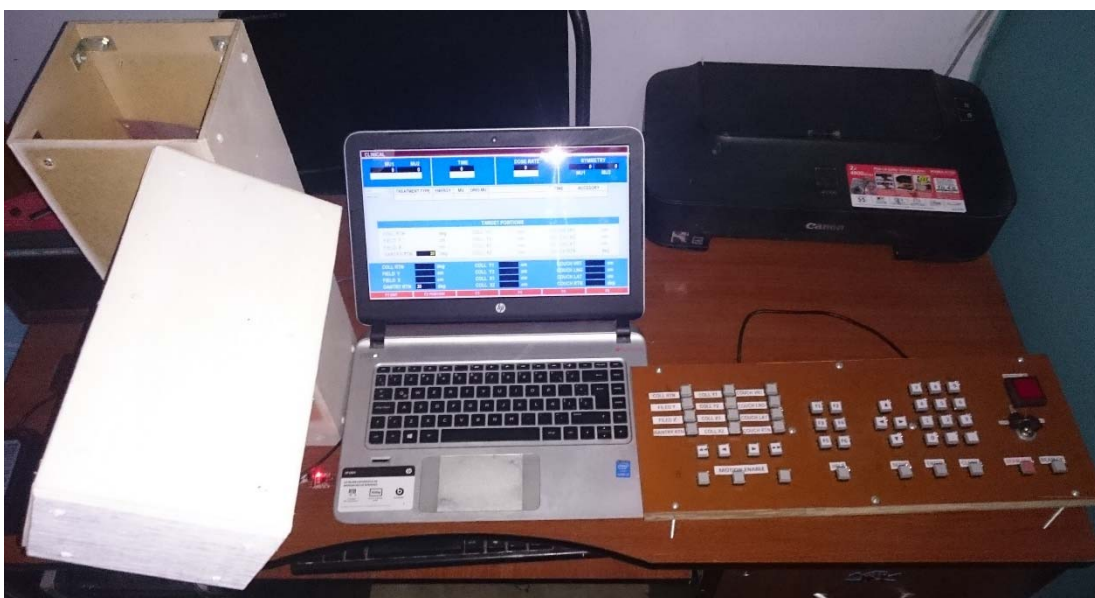


Figura 2.57 Sistema de entrenamiento de un LINAC (vista superior)<sup>78</sup>.

<sup>77</sup> Foto del sistema de entrenamiento de un LINAC – creación propia.

<sup>78</sup> Foto del sistema de entrenamiento de un LINAC (vista arriba) – creación propia.



### Calibración de posición del acelerador lineal

El acelerador lineal como todo equipo se puede descalibrar, por eso se necesita un procedimiento para calibrarlo. Para calibrar el acelerador debe estar colocado en una base (piso o mesa) nivelado.

Mover el gantry hasta que el colimador este arriba, gantry perpendicular con la base, colocar un nivel encima del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $0^\circ$ , se presiona el botón de CAL GANTRY para sobrescribir valor de  $0^\circ$  como punto inicial.

Cuando se presiona el botón CAL GANTRY, el acelerador lineal inicializa los valores de la posición del gantry y colimador en  $0^\circ$



Figura 2.58 Calibración del acelerador lineal del sistema de simulación<sup>79</sup>

Para verificar si realmente esta calibrado se realiza los siguientes pasos:

1. Mover el gantry hasta que el colimador este arriba, gantry perpendicular con la base, colocar un nivel encima del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $0^\circ$ .

---

<sup>79</sup> Fotografía de la calibración del acelerador lineal del sistema de simulación

2. Mover el gantry en sentido horario hasta que el gantry este paralelo a la base, colocar un nivel encima de los costados del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $90^{\circ}$ .
3. Mover el gantry en sentido horario hasta que el colimador este abajo, gantry perpendicular con la base, colocar un nivel encima de la base del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $180^{\circ}$ .
4. Mover el gantry en sentido horario hasta que el gantry este paralelo a la base, colocar un nivel encima de los costados del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $270^{\circ}$ .
5. Mover el gantry hasta que el colimador este arriba, gantry perpendicular con la base, colocar un nivel encima del gantry para una buena ubicación. En esta posición el gantry debe estar en  $360^{\circ}$ .

El procedimiento para calibrar el colimador es similar al gantry, solamente se posiciona el gantry en la posición de  $90^{\circ}$ , el colimador deberá ser medido con un nivel y tomando como referencia la marca doble hacia adelante; en ese momento se presiona el botón CALCOLIMADOR y el valor de posición del colimador será de  $0^{\circ}$ .

Ante cualquier falla de posición o comunicación con el acelerador lineal se deberá reemplazar la tarjeta electrónica de control del acelerador lineal; también verificar la transmisión de datos del computador por medio de la interfaz gráfica hacia el acelerador lineal.

## CAPITULO 3.

### RESULTADOS

En este capítulo se muestra los diferentes resultados que se obtuvieron del sistema de entrenamiento para el uso y manejo de aceleradores lineales, se analiza la respuesta del servomotor ante una perturbación.

Los pulsos de los canales A y B del codificador se observan en la figura 3.1 (obtenidos con osciloscopio UNIT UTD2102CEL). Se observa que el periodo de un pulso es de  $163.2 \times 10^{-3}$  segundos.

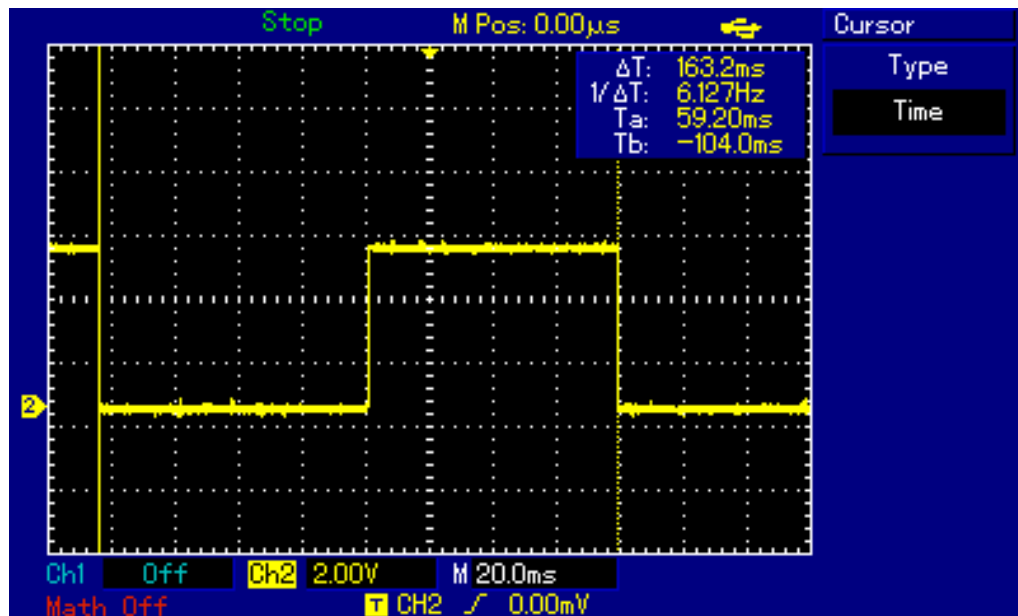


Figura 3.1 Pulsos del codificador<sup>80</sup>.

### 3.1 Perturbación en el servomotor

El servomotor debe mantener la posición deseada ante cualquier perturbación; el servomotor de este proyecto de Tesis posee autobloqueo, por lo que no debe moverse una vez detenido; debido a que tiene engranajes para reducir su velocidad (1RPM) posee un juego en el movimiento de su eje (desestabilización máxima de la posición 2 grados).

<sup>80</sup> Pulsos de los canales del encoder – creación propia.



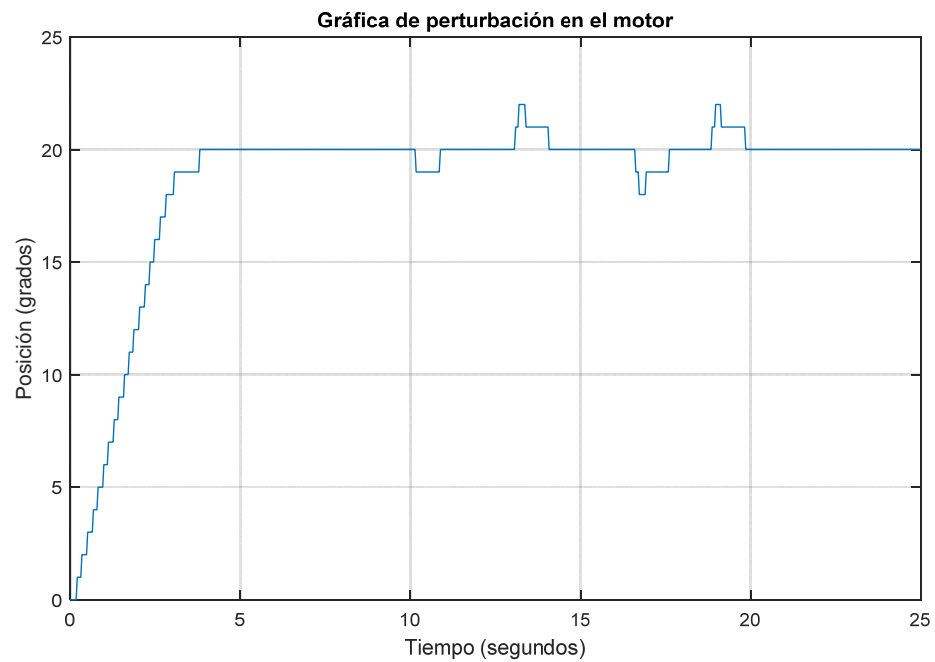


Figura 3.2 Perturbación en el servomotor de 1RPM<sup>81</sup>

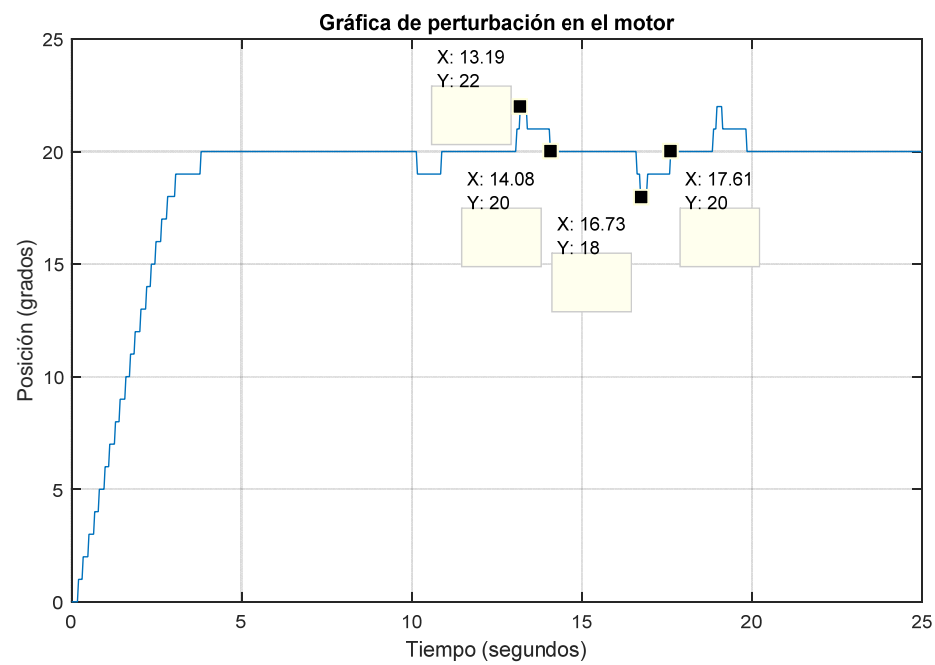


Figura 3.3 Perturbación en el servomotor de 1RPM<sup>82</sup>

<sup>81</sup> Perturbación en el servomotor de 1RPM

<sup>82</sup> Perturbación en el servomotor de 1RPM

En las figuras 3.2 y 3.3 se observa la gráfica del servomotor cuando regresa a su posición establecida (set point) después que es forzado a salir de su posición (perturbación).

### 3.2 Pruebas con carga

El servomotor mueve el gantry (carga) a la posición que es programada por medio del teclado dedicado. La posición del servomotor cuando es programado para moverse a la posición de  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  y regresar a  $90^\circ$  se observa en la figura 3.4.

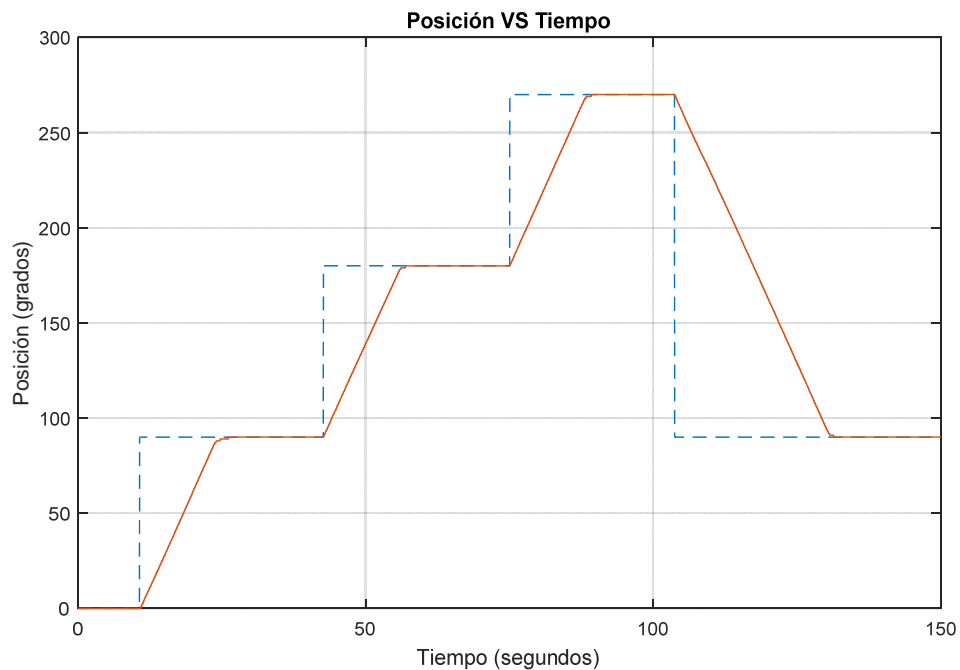


Figura 3.4 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga.<sup>83</sup>

El valor de los tiempos que demora el servomotor en establecerse a la posición designada se observa en la figura 3.5.

---

<sup>83</sup> Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga – creación propia.

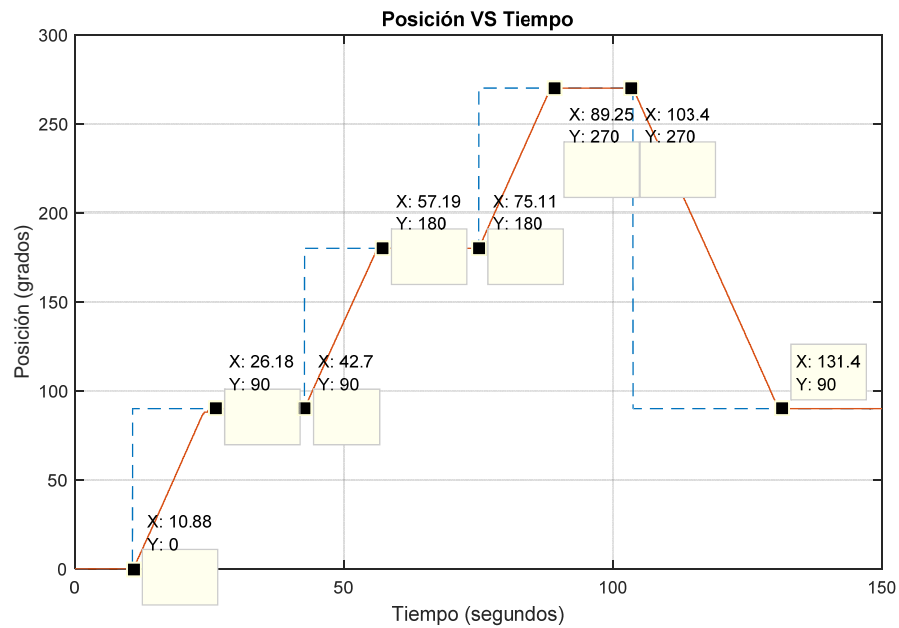


Figura 3.5 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga<sup>84</sup>

Cuando el servomotor está por alcanzar la posición de 90°, se observa que hay una disminución de velocidad antes de que se detenga por completo el servomotor.

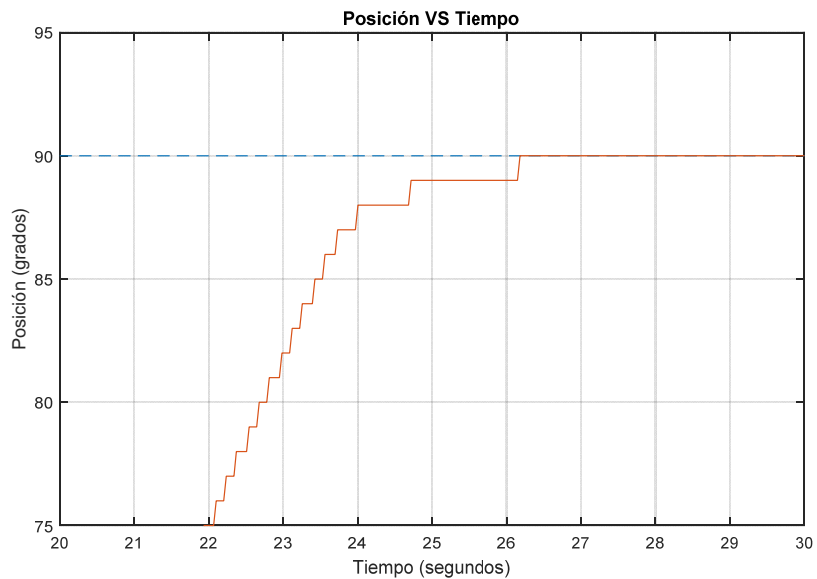


Figura 3.6 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga.<sup>85</sup>

<sup>84</sup> Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga – creación propia.

<sup>85</sup> Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga – creación propia.

Los valores del tiempo y la posición de la figura 3.6 se observan a detalle en la figura 3.7.

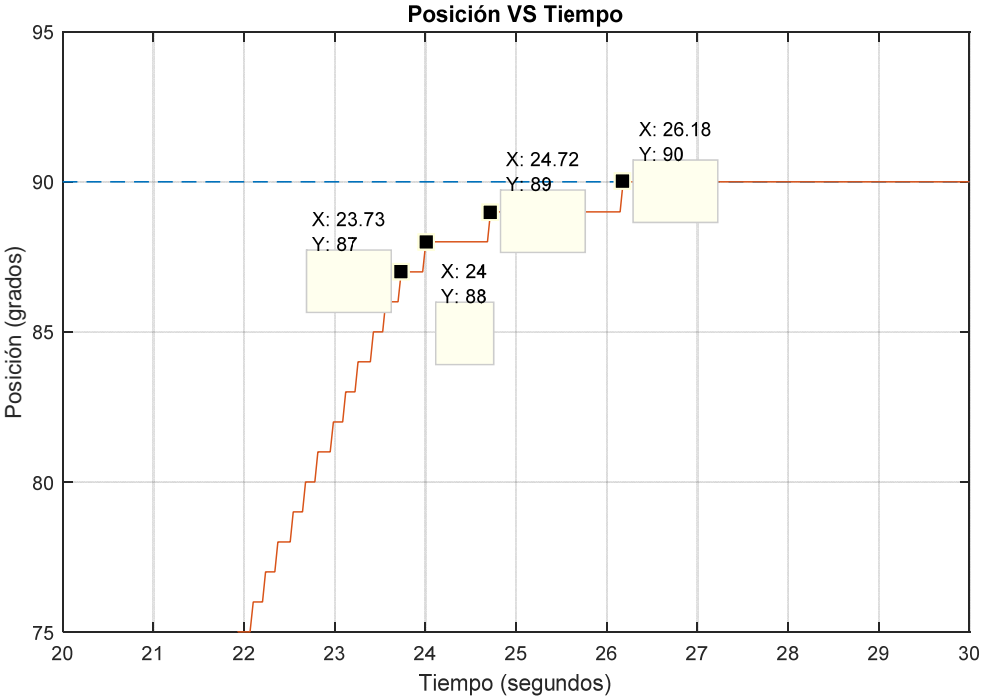


Figura 3.7 Gráfica de posición vs tiempo en servomotor con carga.

## CONCLUSIONES

1. Con el controlador PID se obtiene una diferencia de 1 grado sexagesimal entre el valor mostrado por la interfaz gráfica y el valor medido mecánicamente, con los controladores PI y P se obtiene una mayor diferencia en la posición.
2. Con el controlador PID se corrige el error en posición si se desvía de la posición establecida, el servomotor tarda 0.9 segundos en regresar a la posición establecida si el error en posición es de 2 grados sexagesimales.
3. Un módulo USB a Serial TTL es usado para establecer un puerto serial virtual debido a que la interfaz gráfica de usuario se ha desarrollado con el programa Visual C#, este programa transmite y recibe datos por medio del puerto serial.
4. El periodo de un pulso del codificador fotoeléctrico de 360PPR es de  $163.2 \times 10^{-3}$  segundos; por lo tanto, el servomotor tarda en girar  $360^\circ$  en 58.75 segundos, cercano al valor propuesto de  $360^\circ$  en 60 segundos (1RPM).
5. Para controlar los 4 movimientos restantes de un acelerador lineal, se requieren dispositivos con una mayor cantidad de puertos de salidas para PWM y puertos de entradas digitales.
6. La comunicación entre los 3 bloques principales del prototipo de entrenamiento: teclado dedicado, interfaz gráfica y acelerador lineal; se realiza sin pérdida de datos por medio del puerto USB.

## RECOMENDACIONES TÉCNICAS

1. Se recomienda trasladar el diseño de la interfaz gráfica a un sistema integrado como el procesador Raspberry PI; de modo que el sistema de entrenamiento sea portátil.
2. Se recomienda implementar los 2 movimientos de los campos X e Y del acelerador lineal; estos movimientos al igual que el gantry y colimador poseen una magnitud de velocidad de 1RPM, también usan un sensor para fijar su posición.
3. Se recomienda implementar los 4 movimientos de la mesa de tratamiento; sin embargo, estos movimientos no se controlan con la interfaz gráfica, se controla mediante un control electrónico llamado Pendant.
4. Se recomienda la utilización de sensores de más precisión para una mejor exactitud en la posición, así como un mejor control para la posición.
5. Se recomienda verificar que los movimientos de acelerador lineal estén calibrados; la base en la que reposa el acelerador lineal no debe tener inclinación.

## REFERENCIAS

- [1] Perez Liva, Mailyn. “Simulación de aceleradores para radioterapia intraoperatoria”. Tesis para el grado de master en física nuclear. Universidad Complutense de Madrid [En línea]. Disponible en: <http://nuclear.fis.ucm.es/research/thesis/trabajo%20fin%20de%20master%20ucm-MAilyn.pdf>. [Último acceso: 01/08/18].
- [2] Lucy Hume y Wayne Sykes, “Modelo único de tamaño muñeca para tratamiento del cáncer”. Boletín invierno 2012/2013 - The Leeds Teaching Hospital, pp. 8. [En línea]. Disponible en: [http://www.leedsth.nhs.uk/fileadmin/Documents/About\\_us/News\\_and\\_media/Documents/staff\\_bulletin/bulletin-wInter-2012.pdf](http://www.leedsth.nhs.uk/fileadmin/Documents/About_us/News_and_media/Documents/staff_bulletin/bulletin-wInter-2012.pdf). [Último acceso: 01/08/18].
- [3] Lydia Concepción Paredes Gutiérrez, “Fluencia de neutrones en un acelerador de electrones de 18Mev para Terapia” – Universidad Nacional autónoma de Mexico. [En línea]. Disponible en: [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/32/030/32030505.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/32/030/32030505.pdf)
- [4] Jorge Delfin Espinoza Moreno, “Aceleradores lineales para radioterapia”. Informe de suficiencia profesional – Universidad nacional de ingeniería. [En línea]. Disponible en: [http://cybertesis.uni.edu.pe/bitstream/uni/8426/1/espinoza\\_mj.pdf](http://cybertesis.uni.edu.pe/bitstream/uni/8426/1/espinoza_mj.pdf) [Último acceso: 01/08/18].
- [5] Alejandro Daniel Romero Mateo, “Diseño y simulación de un controlador PID para posicionamiento de un motor DC de equipo Acelerador lineal”. Informe de suficiencia profesional – Universidad Tecnológica del Perú. [En línea]. Disponible en: [http://repositorio.utp.edu.pe/bitstream/UTP/678/1/Alejandro%20Romero\\_Trabajo%20de%20Suficiencia%20Profesional\\_Titulo%20Profesional\\_2017.pdf](http://repositorio.utp.edu.pe/bitstream/UTP/678/1/Alejandro%20Romero_Trabajo%20de%20Suficiencia%20Profesional_Titulo%20Profesional_2017.pdf) [Último acceso: 01/08/18].
- [6] RadiologyInfo.org, “Dosis de Radiación en los exámenes por rayos X” [En línea]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=safety-xray> [Último acceso: 01/08/18].
- [7] RadiologyInfo.org, “Introducción a la terapia para el cáncer (radioterapia)”. [En línea]. Disponible en: [https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=intro\\_onco](https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=intro_onco). [Último acceso: 01/08/18].
- [8] American Cancer Society, “¿Qué es la radioterapia?”. [En línea]. Disponible en línea: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos->

secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/guia-de-radioterapia/que-es-la-radioterapia.html. [Último acceso: 01/08/18].

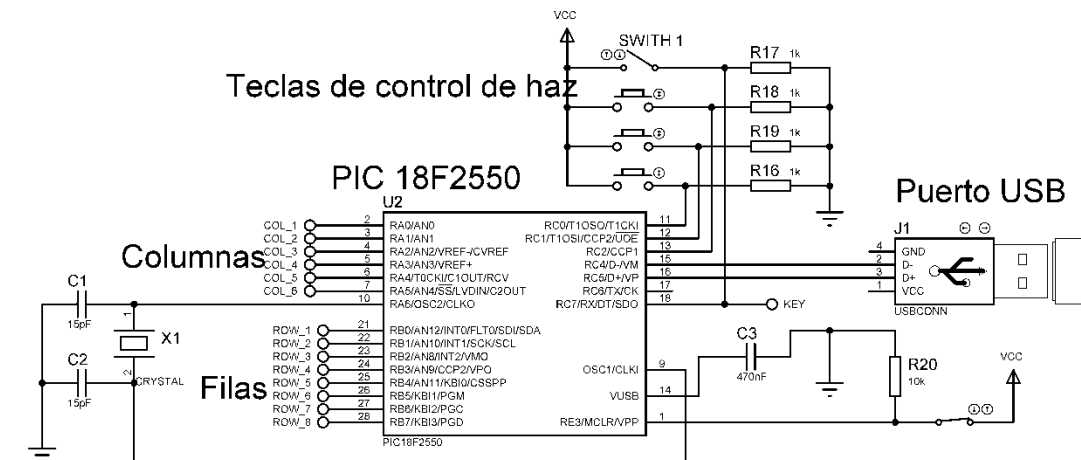
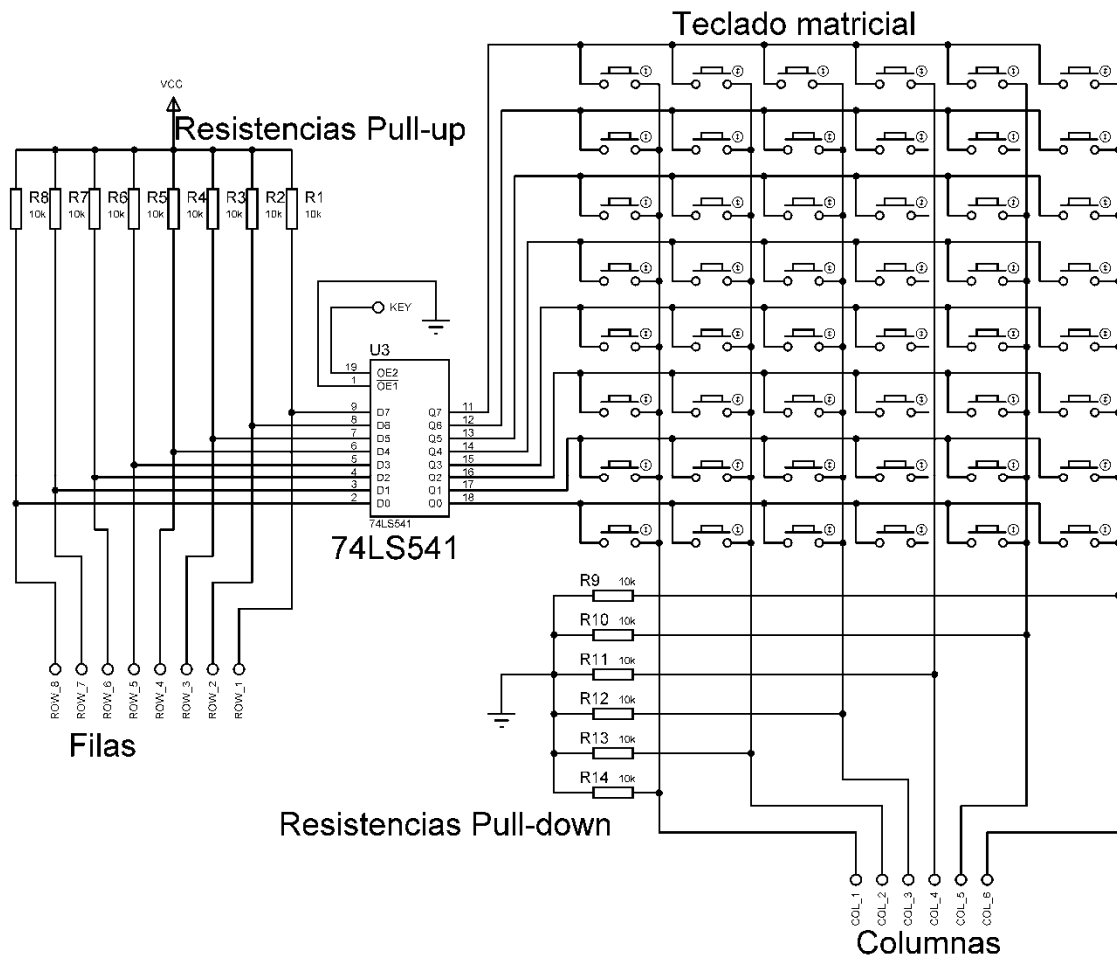
- [9] Cancer.Net, “Que es la radioterapia”. [En línea]. Disponible en: <http://www.cancer.net/es/desplazarse-por-atencion-del-cancer/como-se-trata-el-cancer/radioterapia/que-es-la-radioterapia>. [Último acceso: 01/08/18].
- [10] American Cancer Society, “Radioterapia Interna”. [En línea]. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/la-ciencia-detras-de-la-radioterapia/como-se-administra-la-radiacion-interna.html>. [Último acceso: 01/08/18].
- [11] American Cancer Society, “Radioterapia Externa”. [En línea]. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/la-ciencia-detras-de-la-radioterapia/como-se-administra-la-radiacion-de-rayos-externos.html>. [Último acceso: 01/08/18].
- [12] RadiologyInfo.org, “Acelerador lineal”. [En línea]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=linac>. [Último acceso: 01/08/18].
- [13] Apuntes de Electromedicina, “Acelerador lineal”. [En línea]. Disponible en: <http://www.pardell.es/acelerador-lineal.html>. [Último acceso: 01/08/18].
- [14] Varian Oncoly Systems, “Clinac 2100 Operator manual”. Chapter 1: Introduction – Major system components, pp. 1-3 – 1-6. Febrero 1992.
- [15] Gomáriz, S., Biel, D., Matas, J. y Reyes, M. “Teoría de control – Diseño electrónico”. Capítulo 1: Introducción a los sistemas de control, pp. 17 y 18, febrero 2001.
- [16] Ogata, K. “Ingeniería de control moderna”. Capítulo 1: Introducción a los sistemas de control, pp. 7 y 8. Quinta edición.
- [17] Ogata, k. “Ingeniería de control moderna”. Capítulo 2: Modelo matemático de sistemas de control, pp. 22-25. Quinta edición.
- [18] Hernández Gaviño, R. “Introducción a los sistemas de control”. Capítulo 8: Modos de control y diseño de controladores, pp. 363-369. Primera edición.
- [19] Universidad de Buenos aires, Facultad de ingeniería. “Acciones básicas de PID”. [En línea]. Disponible en: <http://materias.fi.uba.ar/6722/acciones%20basicas%20PID.pdf>. [Último acceso: 01/08/18].
- [20] Informática moderna, El puerto USB 1, 2.0 y 3.0. [En línea]. Disponible en: [http://www.informaticamoderna.com/El\\_puerto\\_USB.htm](http://www.informaticamoderna.com/El_puerto_USB.htm). [Último acceso: 01/08/18].



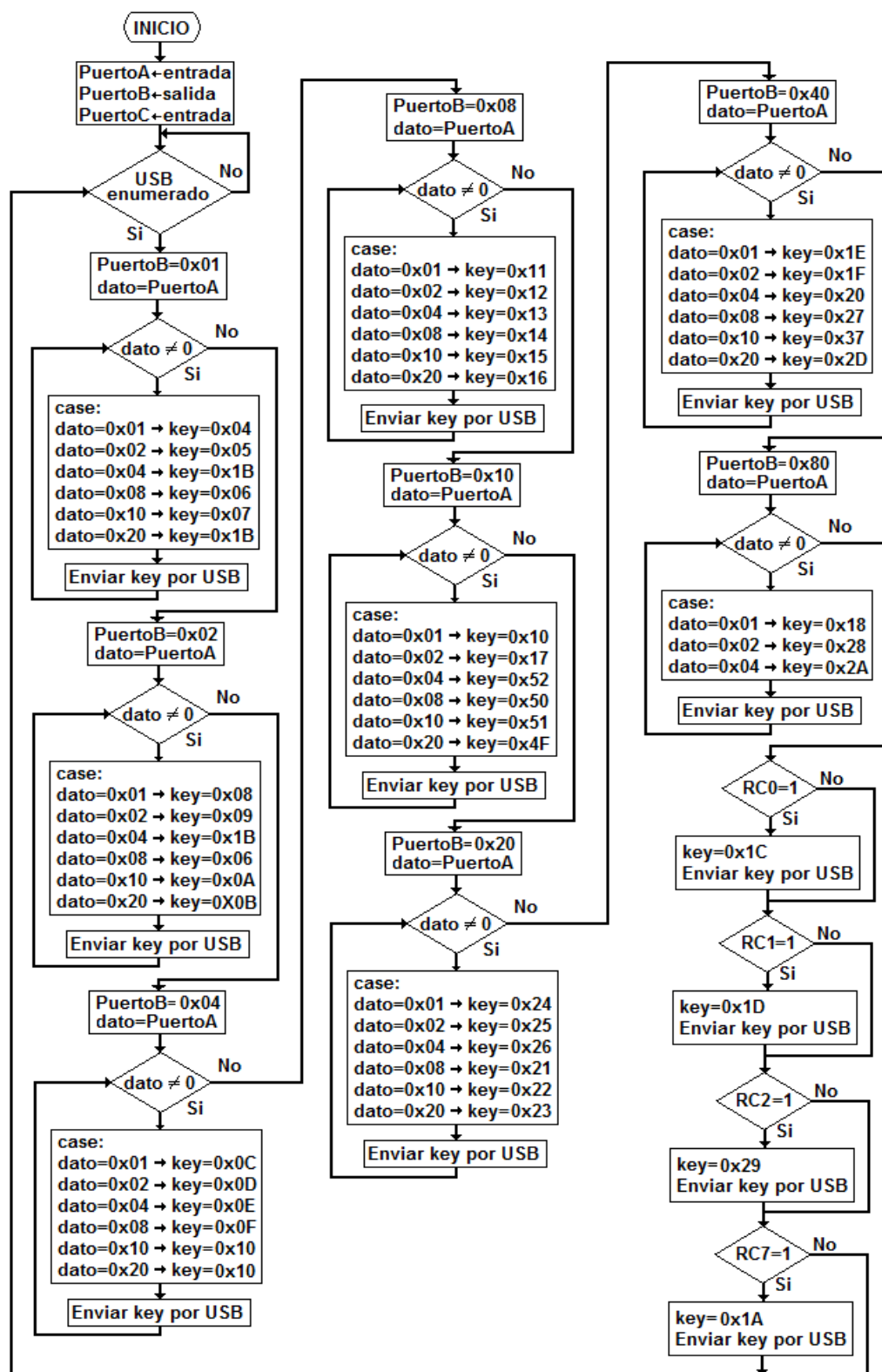
- [21] Universidad de las Palmas de Gran Canaria. “La web de sistemas operativos: Lección USB”. [En línea]. Disponible en: [http://sopa.dis.ulpgc.es/ii-dso/leclinux/drivers/usb/LEC\\_USB.pdf](http://sopa.dis.ulpgc.es/ii-dso/leclinux/drivers/usb/LEC_USB.pdf). [Último acceso: 01/08/18].
- [22] Universidad de las Palmas de Gran Canaria, “Universal serial Bus”. [En línea]. Disponible en: [http://www.iuma.ulpgc.es/~avega/int\\_equipos/trab9899/usb\\_1/index.html](http://www.iuma.ulpgc.es/~avega/int_equipos/trab9899/usb_1/index.html). [Último acceso: 01/08/18].
- [23] Universidad de Sevilla, “Biblioteca de ingeniería: Interfaz gráfica de usuario”. [En línea]. Disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11300/fichero/PROYECTOcapitulo3.pdf>. [Último acceso: 01/08/18].
- [24] Alonso, F., Martínez, L. y Segovia, J. “Introducción a la ingeniería del software – modelos de desarrollos de programas”. Capítulo 22: Las interfaces de usuarios y los entornos gráficos, pp. 523-529. Primera edición.
- [25] Área tecnología, “Servomotores”, [En línea]. Disponible en: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/servomotor.html>. [Último acceso: 01/08/18].
- [26] LBA Industrial Mining, ¿Qué es un encoder? [En línea]. Disponible en: <http://www.lbaindustrial.com.mx/que-es-un-encoder>. [Último acceso: 01/08/18].
- [27] Encoder Products Company, ¿Qué es un encoder? [En línea]. Disponible en: <http://encoder.com/blog/encoder-basics/que-es-un-encoder>. [Último acceso: 01/08/18].
- [28] García Breijo, E. “Compile C CCS y simular PROTEUS para Microcontroladores PIC”. Capítulo 6: Modulo CCP – Comparador, Captura y PWM, pp. 139-141. Primera edición.
- [29] Varian Medical System, “C-Series Clinac. Guía para el uso clínico”. Capítulo 4: Las funciones de la consola, pp. 4-6, 4-7 y 4-8.

## ANEXOS

### Anexo A: Esquema eléctrico del teclado dedicado



### Anexo B: Diagrama de flujo del teclado dedicado



Anexo C: Códigos de escaneo para teclado USB – Microsoft

## Appendix C: USB Keyboard/Keypad Page (0x07)

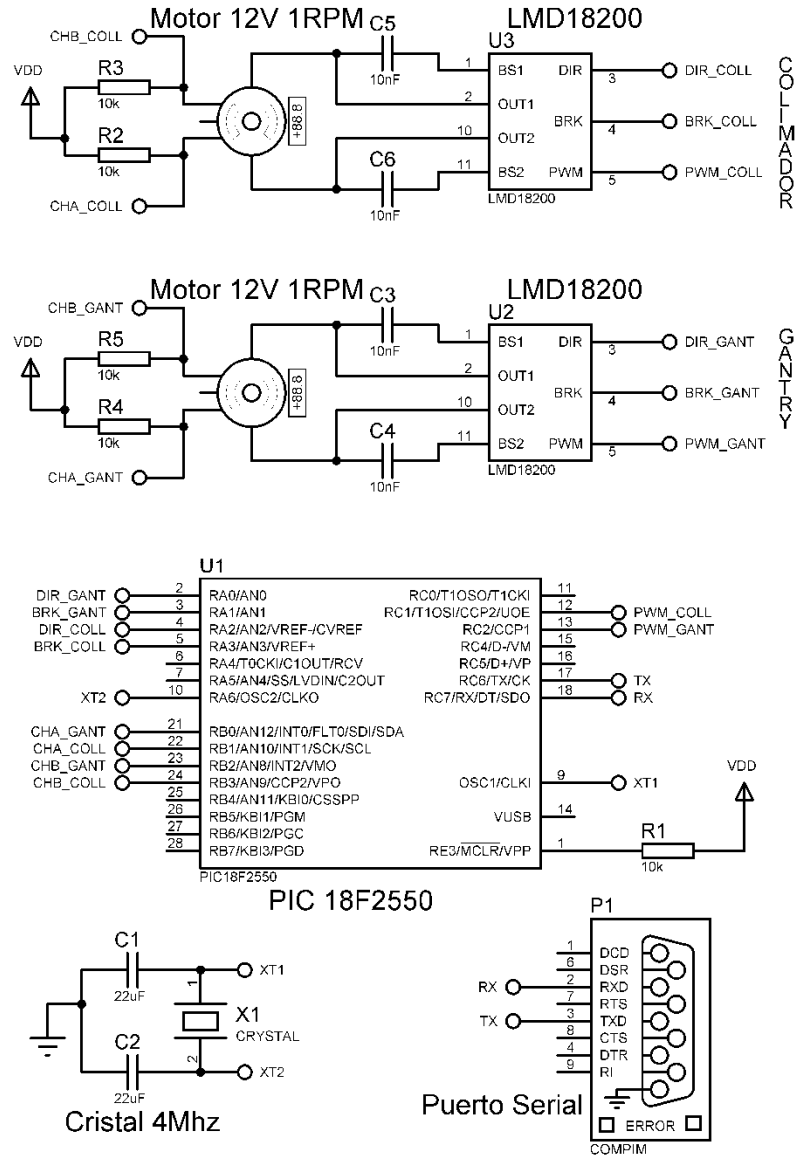
This section is the Usage Page for key codes to be used in implementing a USB keyboard. A Boot Keyboard (84-, 101- or 104-key) should at a minimum support all associated usage codes as indicated in the "Boot" column below.

**Note:** Due to the variation of keyboards from language to language, it is not feasible to specify exact key mappings for every language. Where this list is not specific for a key function in a language, the closest equivalent key position should be used, so that a keyboard may be modified for a different language by simply printing different keycaps. One example is the Y key on a North American keyboard. In Germany, this is typically Z. Rather than changing the keyboard firmware to put the Z Usage into that place in the descriptor list, the vendor should use the Y Usage on both the North American and German keyboards. This continues to be the existing practice in the industry, in order to minimize the number of changes to the electronics to accommodate other languages.

Usage index (dec)	Usage Index (hex)	Usage	Ref: typical AT-101 position	PC- AT	Mac- intosh	UNIX	Boot
0	00	Reserved (no event indicated) <sup>a</sup>	N/A	✓	✓	✓	84/101/104
1	01	Keyboard ErrorRollOver <sup>a</sup>	N/A	✓	✓	✓	84/101/104
2	02	Keyboard POSTFail <sup>a</sup>	N/A	✓	✓	✓	84/101/104
3	03	Keyboard ErrorUndefined <sup>a</sup>	N/A	✓	✓	✓	84/101/104
4	04	Keyboard a and A <sup>4</sup>	31	✓	✓	✓	84/101/104
5	05	Keyboard b and B	50	✓	✓	✓	84/101/104
6	06	Keyboard c and C <sup>4</sup>	48	✓	✓	✓	84/101/104
7	07	Keyboard d and D	33	✓	✓	✓	84/101/104
8	08	Keyboard e and E	19	✓	✓	✓	84/101/104
9	09	Keyboard f and F	34	✓	✓	✓	84/101/104
10	0A	Keyboard g and G	35	✓	✓	✓	84/101/104
11	0B	Keyboard h and H	36	✓	✓	✓	84/101/104
12	0C	Keyboard i and I	24	✓	✓	✓	84/101/104
13	0D	Keyboard j and J	37	✓	✓	✓	84/101/104
14	0E	Keyboard k and K	38	✓	✓	✓	84/101/104
15	0F	Keyboard l and L	39	✓	✓	✓	84/101/104
16	10	Keyboard m and M <sup>4</sup>	52	✓	✓	✓	84/101/104
17	11	Keyboard n and N	51	✓	✓	✓	84/101/104
18	12	Keyboard o and O <sup>4</sup>	25	✓	✓	✓	84/101/104
19	13	Keyboard p and P <sup>4</sup>	26	✓	✓	✓	84/101/104
20	14	Keyboard q and Q <sup>4</sup>	17	✓	✓	✓	84/101/104
21	15	Keyboard r and R	20	✓	✓	✓	84/101/104
22	16	Keyboard s and S <sup>4</sup>	32	✓	✓	✓	84/101/104
23	17	Keyboard t and T	21	✓	✓	✓	84/101/104
24	18	Keyboard u and U	23	✓	✓	✓	84/101/104
25	19	Keyboard v and V	49	✓	✓	✓	84/101/104
26	1A	Keyboard w and W <sup>4</sup>	18	✓	✓	✓	84/101/104
27	1B	Keyboard x and X <sup>4</sup>	47	✓	✓	✓	84/101/104
28	1C	Keyboard y and Y <sup>4</sup>	22	✓	✓	✓	84/101/104
29	1D	Keyboard z and Z <sup>4</sup>	46	✓	✓	✓	84/101/104
30	1E	Keyboard 1 and ! <sup>4</sup>	2	✓	✓	✓	84/101/104
31	1F	Keyboard 2 and @ <sup>4</sup>	3	✓	✓	✓	84/101/104
32	20	Keyboard 3 and # <sup>4</sup>	4	✓	✓	✓	84/101/104

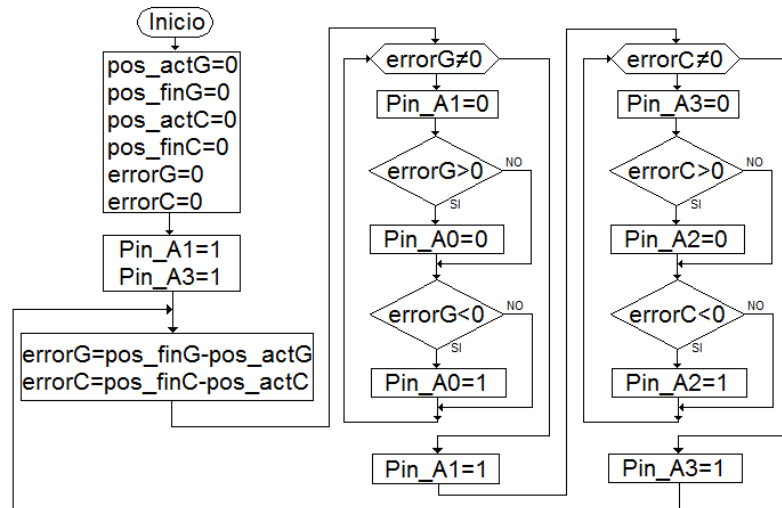
Usage index (dec)	Usage Index (hex)	Usage	Ref:typical AT-101 position	PC- AT	Mac- intosh	UNIX	Boot
33	21	Keyboard 4 and \$ <sup>4</sup>	5	✓	✓	✓	84/101/104
34	22	Keyboard 5 and % <sup>4</sup>	6	✓	✓	✓	84/101/104
35	23	Keyboard 6 and ^ <sup>4</sup>	7	✓	✓	✓	84/101/104
36	24	Keyboard 7 and & <sup>4</sup>	8	✓	✓	✓	84/101/104
37	25	Keyboard 8 and * <sup>4</sup>	9	✓	✓	✓	84/101/104
38	26	Keyboard 9 and ( <sup>4</sup>	10	✓	✓	✓	84/101/104
39	27	Keyboard 0 and ) <sup>4</sup>	11	✓	✓	✓	84/101/104
40	28	Keyboard Return(ENTER) <sup>5</sup>	43	✓	✓	✓	84/101/104
41	29	Keyboard ESCAPE	110	✓	✓	✓	84/101/104
42	2A	Keyboard DELETE (Backspace) <sup>13</sup>	15	✓	✓	✓	84/101/104
43	2B	Keyboard Tab	16	✓	✓	✓	84/101/104
44	2C	Keyboard Spacebar	61	✓	✓	✓	84/101/104
45	2D	Keyboard - and (underscore) <sup>4</sup>	12	✓	✓	✓	84/101/104
46	2E	Keyboard = and+ <sup>4</sup>	13	✓	✓	✓	84/101/104
47	2F	Keyboard [ and { <sup>4</sup>	27	✓	✓	✓	84/101/104
48	30	Keyboard ] and } <sup>4</sup>	28	✓	✓	✓	84/101/104
49	31	Keyboard \ and	29	✓	✓	✓	84/101/104
50	32	Keyboard Non-US# and ~ <sup>2</sup>	42	✓	✓	✓	84/101/104
51	33	Keyboard <sup>4</sup>	40	✓	✓	✓	84/101/104
52	34	Keyboard ' and ~ <sup>4</sup>	41	✓	✓	✓	84/101/104
53	35	Keyboard Grave Accent and Tilde <sup>4</sup>	1	✓	✓	✓	84/101/104
54	36	Keyboard , and < <sup>4</sup>	53	✓	✓	✓	84/101/104
55	37	Keyboard . and > <sup>4</sup>	54	✓	✓	✓	84/101/104
56	38	Keyboard / and ? <sup>4</sup>	55	✓	✓	✓	84/101/104
57	39	Keyboard CapsLock <sup>11</sup>	30	✓	✓	✓	84/101/104
58	3A	Keyboard F1	112	✓	✓	✓	84/101/104
59	3B	Keyboard F2	113	✓	✓	✓	84/101/104
60	3C	Keyboard F3	114	✓	✓	✓	84/101/104
61	3D	Keyboard F4	115	✓	✓	✓	84/101/104
62	3E	Keyboard F5	116	✓	✓	✓	84/101/104
63	3F	Keyboard F6	117	✓	✓	✓	84/101/104
64	40	Keyboard F7	118	✓	✓	✓	84/101/104
65	41	Keyboard F8	119	✓	✓	✓	84/101/104
66	42	Keyboard F9	120	✓	✓	✓	84/101/104
67	43	Keyboard F10	121	✓	✓	✓	84/101/104
68	44	Keyboard F11	122	✓	✓	✓	101/104
69	45	Keyboard F12	123	✓	✓	✓	101/104
70	46	Keyboard PrintScreen <sup>1</sup>	124	✓	✓	✓	101/104
71	47	Keyboard ScrollLock <sup>11</sup>	125	✓	✓	✓	84/101/104
72	48	Keyboard Pause <sup>1</sup>	126	✓	✓	✓	101/104
73	49	Keyboard Insert <sup>1</sup>	75	✓	✓	✓	101/104
74	4A	Keyboard Home <sup>1</sup>	80	✓	✓	✓	101/104
75	4B	Keyboard PageUp <sup>1</sup>	85	✓	✓	✓	101/104
76	4C	Keyboard Delete Forward <sup>1</sup>	76	✓	✓	✓	101/104
77	4D	Keyboard End <sup>1</sup>	81	✓	✓	✓	101/104
78	4E	Keyboard PageDown <sup>1</sup>	86	✓	✓	✓	101/104

## Anexo D: Esquema eléctrico del acelerador lineal

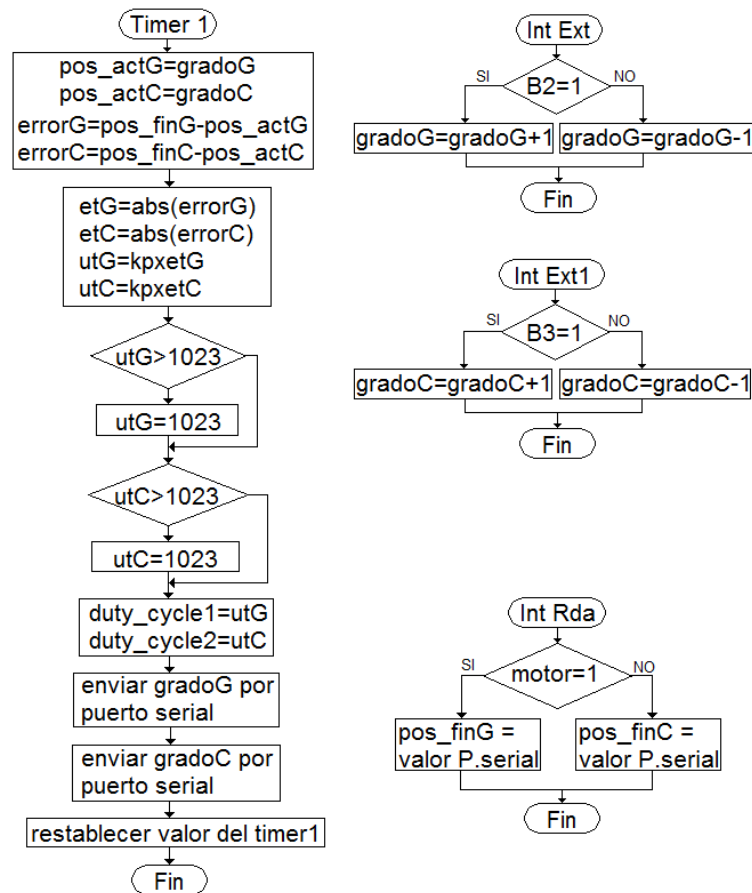


## Anexo E: Diagrama de flujo del acelerador lineal

### DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA PRINCIPAL



### DIAGRAMA DE FLUJO DE LAS INTERRUPCIONES



## Anexo F: Requisitos y funciones del personal en radioterapia - OTAN



OFICINA TÉCNICA DE LA AUTORIDAD NACIONAL	REQUISITOS DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN TELETERAPIA	IR.001.01 Página: 16/24
---	---	----------------------------

#### Anexo II

#### Requisitos para el personal

##### 1. Médico Radioncólogo

- a) Formación básica: Médico
- b) Formación especializada:
  - Residencia de tres años en radioterapia en un centro especializado reconocido del Perú o del extranjero
  - Certificado de especialista expedido por una Universidad en el Perú, o por una organización reconocida del extranjero
  - Registro como especialista en el Colegio Médico del Perú

##### 2. Físico Médico

- a) Formación básica: Profesional en Ciencias Físicas o Ingeniería
- b) Formación especializada:
  - Postgrado en Física Médica, como mínimo 2 años,
  - Curso de capacitación en protección radiológica de 80 horas, como mínimo,
- c) Experiencia práctica en teleterapia de, al menos, 2 años de trabajo supervisado por profesionales con licencia.

##### 3. Oficial de Protección Radiológica

- a) Formación básica: Profesional en Ciencias o Ingeniería
- b) Formación especializada: Curso de capacitación en protección radiológica de, al menos, 120 horas,
- c) Experiencia práctica de, al menos, 1 año de trabajo supervisado por profesionales con licencia.

##### 4. Operadores en Radioterapia

- a) Formación básica: Tecnólogo Médico en Radiología,
- b) Formación especializada:
  - Curso de especialización en radioterapia. Los operadores de aceleradores deben recibir un curso de operación.
  - Curso de capacitación en protección radiológica de, al menos, 55 horas.
- c) Experiencia práctica de, al menos, 6 meses de trabajo supervisado por un operador de radioterapia con licencia.

##### 5. Dosimetrísta

- a) Formación básica: Profesional en Ciencias o Ingeniería,
- Formación especializada: Curso de capacitación en dosimetría no menor de 55 horas,
- b) Experiencia práctica de, al menos, 1 año de trabajo en dosimetría en radioterapia.

##### 6. Personal de Mantenimiento

- a) Formación básica: Profesional en Ingeniería o Ciencias Físicas,
- b) Formación especializada:
  - Curso de capacitación requerido por el fabricante, en mantenimiento de los equipos
  - Curso de capacitación en protección radiológica de, al menos, 55 horas.
- c) Experiencia práctica de acuerdo a lo requerido por el fabricante



OFICINA TÉCNICA DE LA AUTORIDAD NACIONAL	REQUISITOS DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN TELETERAPIA	IR.001.01 Página: 18/24
---	---	----------------------------

### Anexo III

#### Funciones y responsabilidades del personal

##### 1. Médico Radioncólogo

- a) Asegurar la protección y seguridad global del paciente
- b) Proporcionar consulta y evaluación clínica a los pacientes
- c) Determinar dentro de un enfoque multidisciplinario la estrategia de tratamiento, curativo o paliativo, y su modalidad antes, posteriormente o concomitante con otros tratamientos
- d) Establecer un plan de tratamiento prescribiéndolo por escrito
- e) Planificar el tratamiento conjuntamente con el Físico Médico
- f) Evaluar regularmente al paciente durante y después del tratamiento
- g) Evaluar a través del seguimiento los resultados del tratamiento y sus complicaciones
- h) Llevar los registros de las historias clínicas de los pacientes tratados

##### 2. Físico médico

- a) Establecer e implantar los procedimientos de Garantía de Calidad en los aspectos físicos de la radioterapia relacionados con la administración del tratamiento, seguridad radiológica, control de calidad y cumplimiento regulatorio
- b) Revisar continuamente los recursos disponibles en la práctica de radioterapia
- c) Desarrollar y establecer los requerimientos y especificaciones para la compra de equipamiento de teleterapia asegurándose que se cumplan los requisitos de seguridad radiológica y de que se cumplan las exigencias técnicas
- d) Verificar y participar en el cumplimiento de las pruebas de aceptación, puesta en servicio y protocolos de calibración del equipo de teleterapia
- e) Medir y analizar los datos del haz; tabular los datos del haz para el uso clínico
- f) Establecer los procedimientos de cálculo de dosis
- g) Establecer los aspectos técnicos de la planificación del tratamiento así como los procedimientos respectivos
- h) Elaborar la planificación del tratamiento
- i) Supervisar el mantenimiento del equipo de teleterapia
- j) Asegurar que se realice una verificación independiente de todos los cálculos de la planificación por una segunda persona
- k) Recomendar no efectuar tratamientos ante cambios o fallas en la unidad de teleterapia hasta no comprobar que esté funcionando apropiadamente.
- l) Llevar los registros establecidos en los protocolos de garantía de calidad de los aspectos físicos de la teleterapia

##### 3. Oficial de Protección Radiológica

- a) Informar al Titular de la Licencia sobre cualquier actividad insegura
- b) Preparar y supervisar la aplicación de los procedimientos de seguridad aplicables en teleterapia
- c) Asegurar la protección y seguridad física de las fuentes de radiación
- d) Supervisar el programa de monitoreo y vigilancia de radiaciones
- e) Asegurar que se efectúe una auditoría anual del programa de protección
- f) Identificar las condiciones que pueden dar lugar a exposiciones potenciales
- g) Identificar las violaciones a las regulaciones o condiciones de licencia así como las debilidades del programa de protección
- h) Desarrollar, implantar y documentar las acciones correctoras
- i) Implantar y participar en los programas de entrenamiento inicial y anual de los trabajadores
- j) Asegurar que se efectúen las pruebas de fuga de las fuentes selladas de acuerdo a las exigencias de la Autoridad Nacional

<p>OFICINA TÉCNICA DE LA AUTORIDAD NACIONAL</p>	<p>REQUISITOS DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN TELETERAPIA</p>	<p>IR.001.01 Página: 19/24</p>
---	---	------------------------------------

- k) Estar presente durante las inspecciones y auditoría de la Autoridad Nacional
- l) Verificar que se efectúen las calibraciones y otras pruebas del programa de control de calidad
- m) Conducir la investigación de exposiciones y situaciones accidentales así como la Implantación oportuna de las medidas correctoras y su correspondiente reporte a la Autoridad Nacional en los plazos requeridos
- n) Ejercitar los Planes de Emergencia conforme lo requiera la Autoridad Nacional
- o) Asegurar que las fuentes gastadas sean gestionadas conforme lo requiere la normativa
- p) Asegurar que el transporte de las fuentes cumpla los requisitos de la Autoridad Nacional
- q) Mantener en forma apropiada los registros requeridos por la Autoridad Nacional

4. Operador de Teleterapia

- a) Realizar los controles previos diarios a los equipos e instalación y registrar los resultados
- b) Asegurarse de la correcta identificación de los pacientes y marcas
- c) Realizar los tratamientos según lo prescrito y registrarlos en las historias clínicas de los pacientes
- d) Llevar el registro de anomalías de los equipos
- e) Estar atento de cualquier señal de falla o problema en el equipo e instalación, informando al Físico médico sobre ello.
- f) Detener la operación del equipo ante fallas anticipadas o imprevistas
- g) Reiniciar la operación solo cuando se haya asegurado el correcto funcionamiento del equipo y sistemas de seguridad
- h) Asegurar la inmovilización del paciente.

5. Dosimetría

- a) Cumplir los procedimientos establecidos en los protocolos
- b) Reportar sobre cualquier error hallado durante la ejecución de los trabajos

6. Personal de mantenimiento

- a) Comunicar en forma clara y formal al Oficial de Protección Radiológica y al Físico Médico las acciones realizadas sobre los equipos e instalación que sean importantes para la seguridad
- b) Registrar las acciones de mantenimiento que se realicen al equipo

## Anexo G: Datos obtenidos con la tarjeta de adquisición de datos

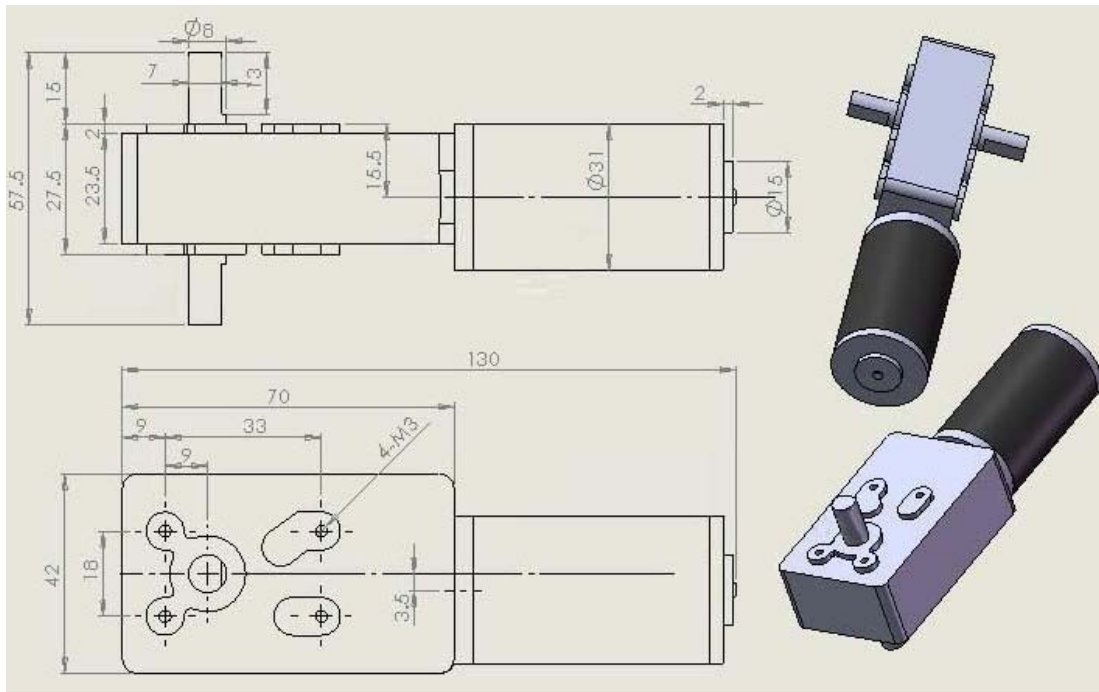
p	0	0	0	0	1	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3
3	4	4	4	4	5	5	5	5	5	6	6	6	6	7	7	7	7
7	8	8	8	8	9	9	9	9	10	10	10	10	10	11	11	11	11
12	12	12	12	13	13	13	13	13	14	14	14	14	15	15	15	15	15
16	16	16	16	16	17	17	17	17	18	18	18	18	18	19	19	19	19
20	20	20	20	20	21	21	21	21	22	22	22	22	22	23	23	23	23
24	24	24	24	24	25	25	25	25	26	26	26	26	27	27	27	27	27
28	28	28	28	29	29	29	29	29	30	30	30	30	31	31	31	31	32
32	32	32	32	33	33	33	33	34	34	34	34	34	35	35	35	35	36
36	36	36	37	37	37	37	37	38	38	38	38	39	39	39	39	39	40
40	40	40	41	41	41	41	42	42	42	42	42	43	43	43	43	44	44
44	44	44	45	45	45	45	46	46	46	46	46	47	47	47	47	48	48
48	48	48	49	49	49	49	50	50	50	51	51	51	51	51	51	52	52
52	52	53	53	53	53	53	54	54	54	55	55	55	55	55	55	56	56
56	56	57	57	57	57	58	58	58	58	59	59	59	59	59	60	60	60
60	61	61	61	61	61	62	62	62	62	63	63	63	63	63	64	64	64
64	65	65	65	65	66	66	66	66	66	67	67	67	67	68	68	68	68
69	69	69	69	69	70	70	70	70	71	71	71	71	71	72	72	72	72
72	73	73	73	73	74	74	74	74	74	75	75	75	75	76	76	76	76
76	77	77	77	77	78	78	78	78	78	79	79	79	79	80	80	80	80
80	81	81	81	81	82	82	82	82	83	83	83	83	83	84	84	84	84
85	85	85	85	85	86	86	86	86	87	87	87	87	87	88	88	88	88
89	89	89	89	89	90	90	90	90	91	91	91	91	92	92	92	92	92
93	93	93	93	94	94	94	94	95	95	95	95	95	96	96	96	96	97
97	97	97	97	98	98	98	98	99	99	99	99	99	100	100	100	100	101
101	101	101	101	102	102	102	102	103	103	103	103	104	104	104	104	104	105
105	105	105	106	106	106	106	106	107	107	107	107	108	108	108	108	108	109
109	109	109	110	110	110	110	110	111	111	111	111	112	112	112	112	113	113
113	113	113	114	114	114	114	115	115	115	115	116	116	116	116	116	117	117
117	117	118	118	118	118	118	119	119	119	119	120	120	120	120	120	121	121
121	121	122	122	122	122	123	123	123	123	123	124	124	124	124	125	125	125
125	126	126	126	126	126	127	127	127	127	128	128	128	128	128	129	129	129
129	130	130	130	130	130	131	131	131	131	132	132	132	132	132	133	133	133
133	134	134	134	134	134	135	135	135	135	136	136	136	136	136	137	137	137
137	137	138	138	138	138	139	139	139	139	140	140	140	140	140	141	141	141
141	141	142	142	142	142	142	143	143	143	143	143	144	144	144	144	145	145
145	145	145	146	146	146	146	146	147	147	147	147	148	148	148	148	148	149
149	149	149	150	150	150	150	151	151	151	151	151	152	152	152	152	153	153
153	153	153	154	154	154	154	155	155	155	155	155	156	156	156	156	157	157
157	157	158	158	158	158	158	159	159	159	159	160	160	160	160	161	161	161
161	161	162	162	162	162	163	163	163	163	164	164	164	164	164	165	165	165
165	165	166	166	166	166	166	167	167	167	167	168	168	168	168	169	169	169
169	170	170	170	170	170	171	171	171	171	172	172	172	172	172	173	173	173
173	174	174	174	174	175	175	175	175	175	176	176	176	176	177	177	177	177
177	178	178	178	178	179	179	179	179	180	180	180	180	180	181	181	181	181
182	182	182	182	183	183	183	183	183	184	184	184	184	185	185	185	185	186
186	186	186	186	187	187	187	187	188	188	188	188	189	189	189	189	189	190
190	190	190	191	191	191	191	192	192	192	192	193	193	193	193	193	194	194
194	194	194	195	195	195	195	196	196	196	196	197	197	197	197	197	197	198
198	198	198	199	199	199	199	200	200	200	200	200	201	201	201	201	202	202



202	202	202	203	203	203	203	204	204	204	204	204	205	205	205	205	206
206	206	206	207	207	207	207	207	208	208	208	208	209	209	209	209	210
210	210	210	210	211	211	211	211	212	212	212	212	212	213	213	213	214
214	214	214	214	215	215	215	215	215	216	216	216	216	216	217	217	217
218	218	218	218	218	219	219	219	219	220	220	220	220	220	221	221	221
222	222	222	222	222	223	223	223	223	223	224	224	224	224	224	225	225
225	226	226	226	226	226	227	227	227	227	227	228	228	228	228	229	229
229	229	230	230	230	230	230	231	231	231	231	232	232	232	232	233	233
233	233	233	234	234	234	234	234	235	235	235	235	235	236	236	236	237
237	237	237	237	238	238	238	238	238	239	239	239	239	240	240	240	240
241	241	241	241	242	242	242	242	242	243	243	243	243	243	244	244	244
245	245	245	245	245	246	246	246	246	247	247	247	247	247	248	248	248
249	249	249	249	250	250	250	250	250	251	251	251	251	251	252	252	252
253	253	253	253	253	254	254	254	254	254	255	255	255	255	256	256	256
256	257	257	257	257	257	258	258	258	258	259	259	259	259	259	260	260
260	261	261	261	261	261	262	262	262	262	262	263	263	263	263	264	264
264	264	265	265	265	265	265	266	266	266	266	267	267	267	267	268	268
268	268	269	269	269	269	269	270	270	270	270	271	271	271	271	272	272
272	272	273	273	273	273	273	274	274	274	274	275	275	275	275	276	276
276	276	277	277	277	277	277	278	278	278	278	279	279	279	279	280	280
280	280	281	281	281	281	281	282	282	282	282	283	283	283	283	284	284
284	284	284	285	285	285	285	286	286	286	286	286	287	287	287	288	288
288	288	289	289	289	289	289	290	290	290	290	291	291	291	291	292	292
292	292	293	293	293	293	293	294	294	294	294	294	295	295	295	296	296
296	296	296	297	297	297	297	298	298	298	298	299	299	299	299	300	300
300	300	301	301	301	301	301	302	302	302	302	303	303	303	303	304	304
304	304	305	305	305	305	305	306	306	306	306	307	307	307	307	308	308
308	308	309	309	309	309	310	310	310	310	310	311	311	311	311	312	312
312	312	313	313	313	313	314	314	314	314	314	315	315	315	315	316	316
316	316	317	317	317	317	318	318	318	318	319	319	319	319	319	320	320
320	321	321	321	321	321	322	322	322	322	323	323	323	323	323	324	324
324	325	325	325	325	325	326	326	326	326	327	327	327	327	327	328	328
328	329	329	329	329	330	330	330	330	330	331	331	331	331	332	332	332
332	333	333	333	333	334	334	334	334	334	335	335	335	335	336	336	336
336	337	337	337	337	338	338	338	338	338	339	339	339	339	340	340	340
341	341	341	341	341	342	342	342	342	343	343	343	343	343	344	344	344
345	345	345	345	346	346	346	346	346	347	347	347	347	348	348	348	348
349	349	349	349	350	350	350	350	351	351	351	351	351	352	352	352	353
353	353	353	353	354	354	354	354	355	355	355	355	356	356	356	356	357
357	357	357	358	358	358	358	359	359	359	359	360	360	360	360	360	

## Anexo H: Datos del motor DC del proyecto del acelerador lineal

Modle	Volt	Speed / rpm	Torque / Kg.cm	Current / A
JSX31CT-12V	12V	1	70	1.5
JSX31CT-12V	12V	2.2	40	1.5
JSX31CT-12V	12V	5	50	1.5
JSX31CT-24V	24V	5.2	50	1.5



## **Anexo I: Especificaciones del motor de un acelerador lineal**

1000 Series

Brush, Rotary DC Servomotors

Motor Model	Units	1035	1050	1135	1210
<b>Performance Specifications</b>					
Stall Torque, Continuous	N-m (oz-in)	0.25 (35)	0.35 (50)	0.95 (135)	1.48 (210)
Peak Torque	N-m (oz-in)	1.84 (260)	2.52 (355)	5.22 (736)	7.1 (1000)
Maximum Speed	rpm	6,000	6,000	5,000	3,000
Rated Power	W (hp)	129 (0.2)	146 (0.2)	200 (0.3)	220 (0.3)
<b>Electrical Specifications</b>					
Winding Designation		-01	-01	-01	-01
Continuous Stall Current	Amps	4.1	5.4	5.5	6.0
Torque Constant	N-m/Amp (oz-in/Amp)	0.06 (8.5)	0.07 (9.3)	0.17 (24.5)	0.25 (35.0)
Terminal Resistance	ohms	0.9	0.7	1.4	1.8
BEMF Constant	$V_p$ /krpm	6.3	6.9	18.2	25.9
Armature Inductance	mH	2.0	2.5	3.1	4.9
Armature Moment of Inertia	kg-m <sup>2</sup> (oz-in-s <sup>2</sup> )	$3.8 \times 10^{-5}$ (0.005)	$5.7 \times 10^{-5}$ (0.008)	$3.5 \times 10^{-4}$ (0.052)	$9.2 \times 10^{-4}$ (0.13)
Recommended Bus Voltage	VDC	40	40	80	80
Maximum Terminal Voltage	VDC	72	72	104	137
Motor Constant	N-m/ $\sqrt{W}$ (oz-in/ $\sqrt{W}$ )	0.063 (9.0)	0.084 (11.1)	0.14 (20.7)	0.17 (26.1)
<b>Mechanical Specifications</b>					
Frame Size	NEMA	23	23	34	42
Motor Weight Without Tach	kg (lb)	1.2 (2.5)	1.6 (3.5)	3.7 (8.1)	4.1 (9.0)
Motor Weight With Tach	kg (lb)	1.6 (3.5)	2.1 (4.5)	4.6 (10.1)	5.2 (11.5)
Shaft Radial Load (Max) at Max Speed	N (lb)	44 (10)		89 (20)	134 (30)

## Anexo J: Medidas de un acelerador lineal (600C/D)

Manual de instalación de aceleradores lineales.

Medidas en pulgadas y milímetros.

